



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**FREKVENČNÍ OBSAH ELEKTROKARDIOGRAFICKÝCH
ZÁZNAMŮ**

FREQUENCY OF ECG SIGNALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Ivana Jordánová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

BRNO 2016

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Ivana Jordánová

ID: 163796

Ročník: 3

Akademický rok: 2015/16

NÁZEV TÉMATU:

Frekvenční obsah elektrokardiografických záznamů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s elektrofyzologií srdce a se způsobem měření elektrokardiografických záznamů. 2) Prostudujte problematiku předzpracování EKG signálů. 3) Navrhněte protokol měření pro zjištění vztahu frekvenčního obsahu signálu EKG a velikosti používaných měřících elektrod. 4) Měření realizujte na izolovaném zvířecím srdci. 5) Proveďte frekvenční analýzu naměřených signálů a vhodným způsobem prezentujte výsledky. 6) Proveďte diskuzi a závěr.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] JAN, J. Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů. Brno: Vutium - Brno, ISBN: 80-214- 081.

[2] SORNMO, L. a LAGUNA, P. Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications. Elsevier Academic Press, 2005.

Termín zadání: 8.2.2016

Termín odevzdání: 27.5.2016

Vedoucí práce: doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

Konzultant bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D., předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá měřením a popisem elektrokardiografických záznamů lidského organismu a frekvenční analýzou elektrografických záznamů izolovaného králičího srdce. Popisuje fyziologickou stavbu srdce s následným měřením a zpracováním jeho elektrické aktivity. Cílem práce bylo zpracovat naměřené signály v programu MATLAB a provést frekvenční analýzu s následným vyhodnocením.

KLÍČOVÁ SLOVA

Elektrokardiografie, EKG, elektrografie, EG, signál, frekvenční analýza, vliv elektrod, MATLAB

ABSTRACT

This bachelor thesis deals with measuring and description of ECG signal of the human body and frequency analysis of EG of isolated rabbit hearts. It describes the physiological structure of heart with subsequent measuring and processing of the electrical activity. The goal was to process gathered signals data in MATLAB and to use frequency analysis with evaluation.

KEYWORDS

Elektrocardiography, ECG, electrography, EG, frequency analysis, the influence of electrodes, MATLAB

JORDÁNOVÁ, I. *Frekvenční obsah elektrokardiografických záznamů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2016. 59 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Frekvenční obsah elektrokardiografických záznamů jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Janě Kolářové, Ph.D. a také Ing. Hejčovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Seznam obrázků	v
Seznam tabulek	vii
Úvod	1
1 Srdce	2
1.1 Anatomická stavba srdce	2
1.2 Fyziologie srdce	4
2 Elektrokardiograf	8
2.1 Princip vzniku EKG signálu	8
2.2 EKG svody	8
2.3 EKG elektrody	12
2.4 EKG křivka	14
3 Předzpracování signálu	17
3.1 Příjem signálu	17
3.2 Digitalizace signálu	18
4 Frekvenční analýza	21
4.1 Fourierova transformace	21
4.2 Spektrum	23
5 Frekvenční obsah Elektrogramu	25
5.1 Výroba elektrodového systému	25
5.2 Měření na izolovaném srdci	26
5.3 Měření impedance	27
6 Realizace programu	29
6.1 Načtení a úprava naměřených dat	29
6.2 Impedance	29
6.3 Filtrace signálu	31

6.4	Korelace signálu	32
6.5	Kumulační zpracování	34
6.6	Fourierova transformace	35
6.7	Interpretace dat	40
Závěr		47
Literatura		48

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 – Zjednodušené schéma srdce	3
Obr. 2 – Průběh akčního napětí, převzato z [4]	5
Obr. 3 – Převodní systém srdeční, převzato z [1]	6
Obr. 4 – Končetinové svody, upraveno z [11]	9
Obr. 5 – Náhradní schéma extracelulární elektrody, převzato z [20]	13
Obr. 6 – Křivka EKG	15
Obr. 7 – Blokové schéma EKG, převzato z [15]	17
Obr. 8 – Základní řetězec číslicového zpracování analogového signálu	18
Obr. 9 – Výkonové spektrum EKG signálu, upraveno z [14]	24
Obr. 10 – Kalíšek s elektrodami	26
Obr. 11 – Systém elektrod	26
Obr. 12 – Izolované králičí srdce	27
Obr. 13 – Izolované srdce v měřicím kalíšku	27
Obr. 14 – Schéma zapojení přístroje Solartron, převzato z [23]	28
Obr. 15 – Impedance elektrod	30
Obr. 16 – Modul impedance elektrod	30
Obr. 17 – Detail modulu impedance elektrod	31
Obr. 18 – Dolní propust	32
Obr. 19 – Horní propust	32
Obr. 20 – Ilustrace korelovaného a nekorelovaného signálu pro Pt elektrodu	33
Obr. 21 – Ilustrace posunů signálu pro 6 mm AgCl elektrodu	34
Obr. 22 – Kumulace EG signálů	35
Obr. 23 – Amplitudově – frekvenční spektrum celého signálu	36
Obr. 24 – Spektrum 6 mm AgCl elektrody	37
Obr. 25 – Spektrum QRS komplexů	38
Obr. 26 – Spektrum T vlny	39

Obr. 27 – Spektrum a impedance 6 mm AgCl elektrody s detailem	41
Obr. 28 – Spektrum a impedance 2 mm AgCl elektrody s detailem	42
Obr. 29 – Spektrum a impedance 2 mm Pt elektrody s detailem.....	43
Obr. 30 – Spektrum a impedance 8 mm AgCl elektrody s detailem	44
Obr. 31 – Spektrum a impedance 10 mm AgCl elektrody s detailem	45
Obr. 32 – Normalizovaná amplitudově - frekvenční spektra.....	46

SEZNAM TABULEK

Tab. 1 – Energie pod křivkou pro 50 %.....	40
Tab. 2 – Energie pod křivkou pro 25 %.....	40

ÚVOD

Cílem bakalářské práce je seznámení se s problematikou týkající se frekvenčního obsahu elektrokardiografických záznamů v závislosti na různých velikostech měřících elektrod.

V teoretické části je popsána anatomie a fyziologie lidského srdce a problematika týkající se měření elektrokardiografických záznamů. V praktické části bakalářské práce bylo provedeno měření elektrogramu na izolovaném králičím srdci. Signály EG obsahují pouze elektrické projevy srdce a nejsou ovlivněny cévním systémem a úbytky elektrických napětí na dalších vodivých tkáních v těle, jako tomu je v případě měření elektrokardiogramu.

První kapitola je věnovaná anatomické stavbě lidského srdce. Stručně popisuje stavbu srdce, typy oběhu, cévní vedení a výživu myokardu. Část týkající se fyziologie představuje srdce jako orgán schopný čerpat a vést krev organismem.

V druhé kapitole je představen elektrokardiograf – princip vzniku křivky elektrokardiogramu a její popis, různé typy velikosti elektrod a svody, které jsou při klasickém 12 svodovém měření používány.

Třetí kapitola se zabývá předzpracováním signálu. V první části je podrobně popsán příjem elektrokardiografického signálu. Druhá část popisuje převod signálu z analogové do digitální formy.

V kapitole čtyři je uvedena frekvenční analýza. Je popsána Fourierova transformace, jež je stěžejní transformací pro převod signálu z oblasti časové do frekvenční. Dále jsou popsány různé typy spekter využívané pro frekvenční analýzy.

Pátá kapitola představuje popis praktické části bakalářské práce. Je uveden postup výroby elektrodového systému a způsob měření, které bylo v rámci práce prováděno.

V poslední kapitole je podrobně popsána realizace programu a diskuze výsledků. Program je určen pro frekvenční analýzu. Poskytuje srovnání obsahů amplitudově – frekvenčních spekter signálů EG měřeného pomocí různých párů elektrod.

1 SRDCE

Srdce (lat. Cor) je jedno z nejdůležitějších orgánů v lidském těle. Je tvořeno srdečním svalstvem (myokardem), které umožňuje stahy srdce, díky nimž je krev čerpána do celého těla, konkrétněji do velkého a malého tělního oběhu. Tento dutý orgán je uložený v mezihrudí, dvě třetiny vlevo a jedna třetina vpravo od střední čáry [1].

Popis srdce můžeme rozdělit do dvou okruhů – anatomie a fyziologie. Anatomie se zabývá vlastní strukturou a skladbou srdce, fyziologie funkcí tohoto orgánu [1].

1.1 Anatomická stavba srdce

Pod pojmem anatomie se rozumí struktura a stavba lidského těla. Zaměření na srdce znamená představení systému umožňující čerpání krve, vedení krve organismem, konkrétní stavbu srdce včetně chlopní, síní a komor, které jsou napojeny na dva základní krevní oběhy nacházející se v lidském organismu, a také samotnou výživu myokardu. Spojení srdce a cévní soustavy je označováno tělním oběhem [1].

1.1.1 Cévní soustava

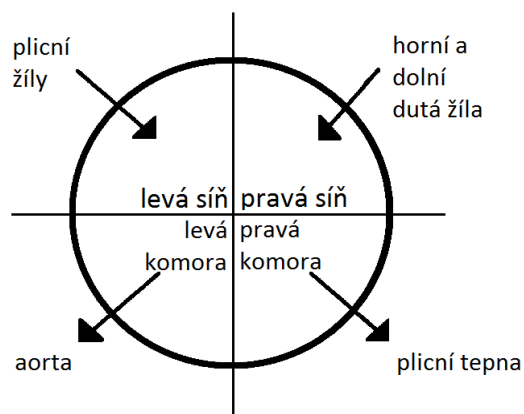
Lidské tělo má uzavřený systém cév. Krevní oběh objevil britský lékař William Harvey v počátku 17. století [2].

Tepny (arterie) vedou krev ze srdce a jsou vystavovány vyššímu tlaku. Vnitřní vrstva tepen je vystlána epitelem. Vnější vrstva obsahuje vazivovou tkáň a vlákna hladké svaloviny. Žíly (vény) vedou krev do srdce. Jejich šířka je oproti tepnám menší, protože jsou vystavovány mnohem menšímu tlaku a tudíž je na nich menší vrstva svaloviny. U žil na dolních končetinách se vyskytují chlopně, které zabraňují zpětnému průtoku krve. Vlasečnice jsou nejmenší cévy v těle, které jsou tvořeny jednou vrstvou buněk (endotelem) [2].

1.1.2 Stavba srdce

Srdce se skládá ze čtyř hlavních oddílů: levá a pravá síň, levá a pravá komora. Krev je vedena z velkého krevního oběhu do horní a dolní duté žíly, jež vstupují do pravé síně. Při smrštění síně krev postupuje přes trikuspidální chlopeň do pravé komory a následnou kontrakcí přes plicní tepnu do malého tělního oběhu. Okysličená krev putuje přes plicní žílu do levé síně, která se smrští a vytlačí krev skrz mitrální chlopeň do levé komory. Levá komora se po naplnění krví uzavře, mitrální chlopeň se stáhne a krevní obsah se

vypudí do aorty a do velkého tělního oběhu. Zjednodušený náčrt srdce je zobrazen na Obr. 1 [2].



Obr. 1 – Zjednodušené schéma srdce

1.1.3 Chlopně

Chlopně tvoří kardiovaskulární tkáň a zabráňují srdci v průtoku krve opačným směrem. V srdci jsou čtyři chlopně [2]:

- Trikuspidální chlopeň – mezi pravou síní a pravou komorou
- Pulmonální chlopeň – mezi pravou komorou a plicní tepnou
- Mitrální chlopeň – mezi levou síní a levou komorou
- Aortální chlopeň – mezi levou komorou a aortou

1.1.4 Typy oběhů

Existují dva typy oběhu – malý plicní a velký tělní oběh.

Malý plicní začíná v pravé komoře, kde pomocí plicního kmene, který se dělí na dvě plicní tepny, putuje do levé a pravé plíce. Tam se krev okysličuje a putuje do levé síně pomocí čtyř plicních žil [1], [2].

Velký tělní oběh začíná v levé komoře, odkud je krev vedena nejprve aortou a dále pokračuje do celého těla. Ve tkáních je z krve spotřebováván kyslík a krev se sbíhá do horní a dolní duté žíly, odkud následně putuje do pravé síně [1], [2].

1.1.5 Výživa myokardu

Výživa myokardu probíhá díky věnčitým (koronárním) tepnám, které vycházejí z aorty. Dělí se na pravou a levou věnčitou tepnu a zásobují dané části myokardu. Žilní návrat je zprostředkován pomocí žil slévajících se do pravé síně. Při nesprávné výživě myokardu dochází k různým typům nemocí, například ischemická choroba srdeční nebo infarkt myokardu [2].

1.2 Fyziologie srdce

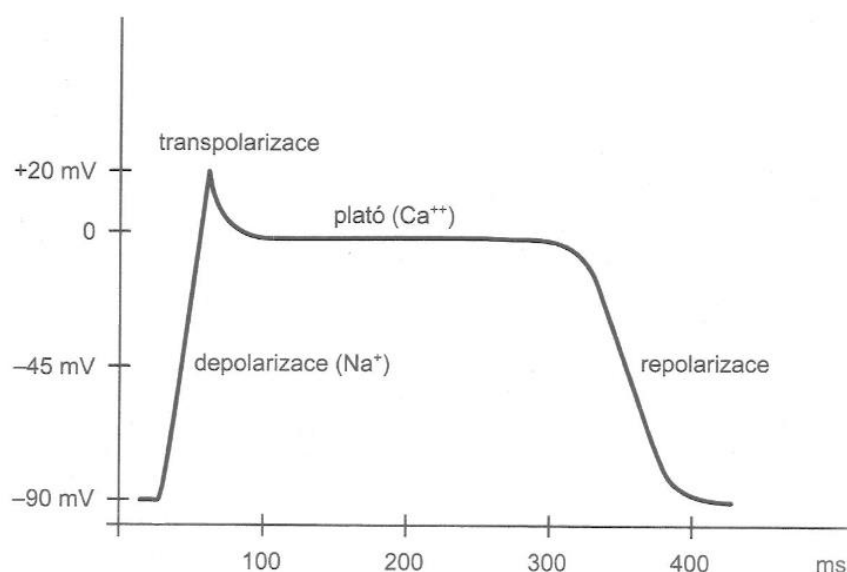
Fyziologie srdce je nauka o jeho správné funkci popisující především jeho schopnost čerpat a vést krev celým organismem. Do jisté míry může být srdce považováno za autonomní orgán, jelikož podněty ke kontrakci myokardu vznikají v kardiomyocytech tvořících převodní systém srdeční [3].

1.2.1 Čerpací funkce srdce

Čerpací funkce srdce je založena na rytmickém střídání kontrakce srdce (systoly) a ochabování srdce (diastoly). Při systole dochází k vypuzení krve ze srdce a během diastoly k jeho plnění. Srdeční revoluci můžeme rozdělit na čtyři fáze. V plicní fázi, která zahrnuje diastolu síní a pozdní diastolu komor, dochází k plnění síní a komor krví. Následuje fáze izovolumické kontrakce, při které se objem komor nemění, nýbrž se zvyšuje nitrokomorový tlak. Při ejekční fázi se otevrou pulmonální a aortální chlopně a obsah komor je vypuzen do plicní tepny a aorty. Poslední fází je izovolumická relaxace, kdy nitrokomorový tlak klesá a pulmonální a aortální chlopně se uzavírají. Levá komora vypuzuje krev proti mnohem většímu odporu, proto má mnohem mohutnější svalovinu [2], [4], [5].

1.2.2 Akční napětí

Důležitou schopností srdce je projev elektrické aktivity nazývané jako akční napětí (viz Obr. 2). Všechny vzrušivé buňky v těle (včetně srdce), mají schopnost generace elektrických impulzů. Koncentrace iontů v intracelulárním a extracelulárním prostředí udává velikost akčního napětí na membráně buňky. Toto napětí vzniká při překročení prahové hodnoty -55 mV při depolarizaci. Dochází k tomu, že se u buněk pracovního myokardu otevrou napětově závislé sodíkové kanálky a sodíkové ionty vstupují do buňky [4].



Obr. 2 – Průběh akčního napětí, převzato z [4]

Klidový membránový potenciál je -70 až -90 mV. Při rostoucím depolarizačním impulzu dojde k překročení prahové hodnoty – okolo -55 mV, čímž sodíková vodivost rychle vzroste na velikost 0 – 20 mV. Nastává fáze plató, která je následkem pomalého otevírání kanálů pro vápníkové ionty. Poslední fází je repolarizace, jež se projevuje mnohem pomaleji a je podmíněna zvýšenou propustností membrány pro draslíkové ionty [5].

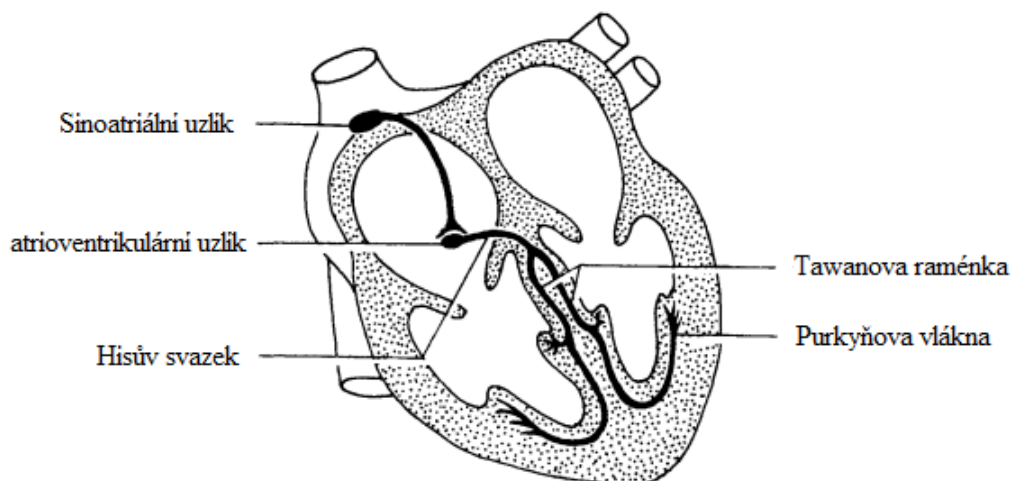
V průběhu depolarizace dochází k takzvané absolutní refrakterní fázi, během níž je prvních 300 ms srdeční svalovina zcela odolná vůči dalšímu podráždění. V posledních 100 ms nastává relativní refrakterní fáze, při níž je možné podráždění vyvolat nadprahovým podnětem. [4], [5], [6].

1.2.3 Převodní systém srdeční

Tento systém má tři základní vlastnosti. První je autonomie, protože jednotlivé srdeční kontrakce vznikají v srdci samotném bez závislosti na centrálním nervovém systému a jiných mechanismech. Vegetativní nervový systém reguluje pouze frekvenci srdečních stahů. Do vegetativního nervového systému patří sympatikus, který srdeční frekvenci zvyšuje a jehož mediátorem je adrenalin a noradrenalin, a také parasympatikus, jež srdeční frekvenci snižuje a má jako mediátor acetylcholin. Druhou základní vlastností systému je automacie, jelikož srdce je schopné automaticky vytvářet pravidelně se opakující podmínky k vlastní kontrakci. Poslední základní vlastností je rytmicita, neboť

srdce vytváří kontrakce s pravidelnou určitou frekvencí [7].

Mezi převodní systém srdeční patří specializovaná srdeční tkáň, která je schopna tvořit vzruchy. Proto myokard vykonávající tuto práci nazýváme jako pracovní. Aby došlo ke kontrakci srdečního svalu, musí se vzruch šířit postupně po následujících úsecích: Sinoatriální uzlík, atrioventrikulární uzlík, Hisův svazek, Tawarova raménka a Purkyňova vlákna. Převodní srdeční systém je vyobrazen na Obr. 3 [1], [4], [6], [7].



Obr. 3 – Převodní systém srdeční, převzato z [1]

Sinoatriální uzlík leží v pravé síni u horní duté žíly a je zásoben z větví pravé věnčité tepny. Spontánní depolarizace je v tomto uzlu nejrychlejší a je šířena preferenčními drahami k atrioventrikulárnímu uzlu a na srdeční komory. Díky nejrychlejší tvorbě vzruchu z celého převodního systému je hlavním zdrojem vzruchů v srdci a funguje na principu „krokoměru“, tj. udává srdeční sinusový rytmus. Jeho běžná frekvence se pohybuje v rozptýlu 60 až 100 impulzů za minutu, jež je regulováno z autonomního kardioregulačního centra v mozkovém kmeni. Uplatňuje se zde parasympatický nervový systém pro zpomalení tepové frekvence a sympatický nervový systém naopak pro jeho zrychlení [6], [7].

Atrioventrikulární uzel se nachází ve spodním segmentu pravé síně. Jeho dolní část směřuje k srdečním komorám a přechází v Hisův svazek. Z 90 % je zásoben krví z pravé věnčité tepny. Podobně jako ostatní převodní systém je tvořen specifickou svalovou tkání, která je uzpůsobena pro tvorbu a šíření elektrických vzruchů, jež je dosahováno přesuny iontů sodíku a draslíku přes buněčnou membránu. Za normálních okolností zajišťuje převod vzruchu ze sinoatriálního uzlu dále, díky kterému je koordinovaně za stahem síní

následován s jistým zpožděním stah komor. AV uzel má velký význam například při fibrilaci síní, kdy dochází k velmi rychlým frekvencím síniových svalů. Při této frekvenci by se komory nestačily plnit a došlo by k rychlému selhání srdce. Uzel v tomto případě zajišťuje převod pouze druhého či třetího impulzu, který na něj dorazí. Komory sice v tomto případě pracují pořád rychleji, avšak je zajištěn dostatečný srdeční výdej. Při postižení sinoatriálního uzlu se uplatňuje jako náhradní zdroj vzruchů, který je ovšem pomalejší, frekvence se pohybuje okolo 40 až 60 impulzů za minutu [6], [7].

Hisův svazek leží v mezikomorové přepážce, kde převádí vzruch ze síní na komory a je tvořen specifickou svalovou tkání. Je jediným vodivým spojením mezi síněmi a komorami a spolu s AV uzlem zajišťuje šíření z těchto míst s určitým zpožděním. Při poškození atrioventrikulárního uzlu se Hisův svazek může stát zdrojem náhradních impulzů pro stimulaci činnosti komor [6], [7].

Tawarova raménka se v místě Hisova svazku dělí na dvě části, které směřují až do hrotu srdce. Pravé raménko vede vzruch na pravou komoru a levé, rozdělené na přední a zadní svazek, převádí vzruch na mezikomorovou přepážku a levou komoru. Normální funkce Tawarových ramének podmiňuje normální vzhled QRS komplexů v elektrokardiografické křivce. Při patologickém zpomalení funkce ramének dochází k rozšíření komplexů [7].

Purkyňova vlákna jsou posledním výběžkem převodního systému srdečního. Jsou tvořena ze svalových buněk typických pro tyto vlákna – myocytů. Daná linie vláken udává směr kontrakce od hrotu srdce k bázi srdeční. Následkem toho dochází k vyprázdnění pravé i levé komory do aorty a plicní tepny [7].

Pro vyšetřování srdce a velkých cév se v medicíně používá mnoho diagnostických metod. Mezi jedny z nejdůležitější patří skiografie, která sleduje například srdeční stín a náplň plicních žil. Dále vyšetření ultrazvukem, hodnotící například rychlost toku. Jednou z mnoha metod je také angiografie, která pozoruje například zobrazení cévních struktur po podání kontrastního barviva. Avšak jednou z nejpoužívanějších a nejméně invazivních metod využívaných v kardiologii je takzvaná elektrokardiografie, což je metoda pro snímání elektrické aktivity srdce. Jedná se o časový záznam změn elektrického potenciálu způsobené aktivitou převodního systému srdečního [1], [4], [6], [7].

2 ELEKTROKARDIOGRAF

Elektrokardiografie (dále jen EKG) je standardní a jednou z nejčastěji používaných vyšetřovacích metod v medicíně. Používá se na vyšetření srdeční aktivity snímané pomocí elektrod umístěných na kůži, v případě kardioverter-defibrilátoru přímo na srdci. Snímaný signál je označován jako elektrokardiogram [8].

Počátkem 20. století vynalezl holandský lékař a fyziolog Willem Einthoven první elektrokardiogram, za který v roce 1924 získal Nobelovu cenu [8], [9].

2.1 Princip vzniku EKG signálu

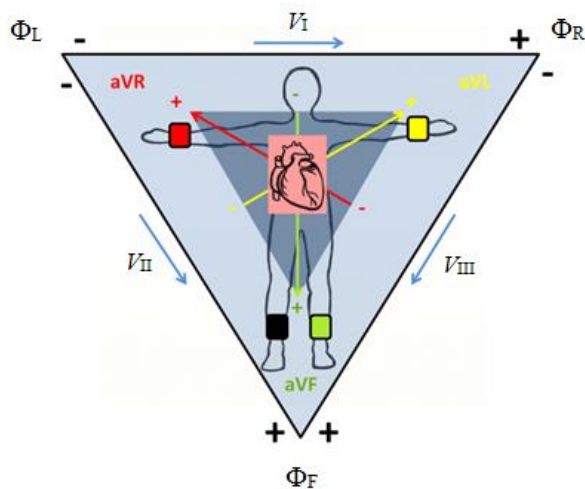
Při šíření akčního napětí vznikají na rozhraní potenciálů rozdílné proudy, které vedou ke vzniku elektromagnetického pole. Vodič jako tělesná tekutina tím zajišťuje dobré snímání změn potenciálů z povrchu těla. Snímání provádíme pomocí specificky zapojených elektrod, jejichž polarita je předem známa. Jednotlivé svody potom zaznamenávají rozdíl potenciálů mezi elektrodami. Klasicky se používají 12 svodové EKG, označené jako bipolární končetinové svody Einthovenovy, unipolární končetinové svody Goldbergerovy a unipolární hrudní svody Wilsonovy [8], [9].

2.2 EKG svody

Základním rozdělením elektrod je v principu jejich snímání. Bipolárními elektrodami je snímán rozdíl potenciálů mezi dvěma elektrodami. U unipolárních elektrod je rozdíl potenciálů měřen vůči jedné referenční elektrodě [9].

2.2.1 Bipolární končetinové svody Einthovenovy

V roce 1908 holandský lékař a fyziolog Willem Einthoven popsal první EKG systém. Ve svých prvních elektrokardiografických záznamech používal kapilární elektrometr. Nejdůležitějším přínosem pro vědu byla jeho technika v zápisu pomocí vláknového galvanometru. Popsal a definoval končetinové vedení V_I , V_{II} a V_{III} (Obr. 4), pro který platí vztah (3) [8], [9], [10].



Obr. 4 – Končetinové svody, upraveno z [11]

V_I = Napětí mezi levou a pravou rukou

V_{II} = Napětí mezi levou nohou a pravou rukou

V_{III} = Napětí mezi levou nohou a levou rukou

Φ_L = Potenciál na levé ruce

Φ_R = Potenciál na pravé ruce

Φ_F = Potenciál na levé noze

Základní vztahy pro výpočet napětí z rozdílů potenciálů [10]:

$$V_I = \Phi_L - \Phi_R \quad (1)$$

$$V_{II} = \Phi_F - \Phi_R \quad (2)$$

$$V_{III} = \Phi_R - \Phi_L \quad (3)$$

kde V_I je napětí mezi levou a pravou rukou, V_{II} je napětí mezi levou nohou a pravou rukou, V_{III} je napětí mezi levou nohou a levou rukou, Φ_L je potenciál na levé ruce, Φ_R je potenciál na pravé ruce a Φ_F je potenciál na levé noze.

Podle Kirchhoffova zákona o vedení napětí vyplývá následující vztah [10]:

$$V_I + V_{II} = V_{III} \quad (4)$$

kde V_I je napětí mezi levou a pravou rukou, V_{II} je napětí mezi levou nohou a pravou rukou a V_{III} je napětí mezi levou nohou a levou rukou.

Tyto vztahy platí za předpokladu, že srdce je umístěno v nekonečném homogenním vodivém poli, nebo v homogenním středu představujícím trup [10].

Z jednoduchého modelu vyplývá předpoklad, že každá svalová buňka srdce se chová jako proměnlivý dipól měnící se během srdečního cyklu a je umístěna ve středu trupu, tedy ve středu rovnostranného trojúhelníku. Je prokázáno, že strany trojúhelníku jsou tvořeny odpovídající délkou vektoru. Napětí je tedy získáno z rovnic [10]:

$$V_I = p \times \cos(\alpha) \quad (5)$$

$$V_{II} = \frac{p}{2} \times \cos(\alpha) - \frac{\sqrt{3}}{2} p \times \sin(\alpha) \quad (6)$$

$$V_{III} = -\frac{p}{2} \times \cos(\alpha) - \frac{\sqrt{3}}{2} p \times \sin(\alpha) \quad (7)$$

kde V_I je napětí mezi levou a pravou rukou, V_{II} je napětí mezi levou nohou a pravou rukou, V_{III} je napětí mezi levou nohou a levou rukou, p je velikost srdečního vektoru a α směr srdečního vektoru. Během každého okamžiku srdeční akce se elektrické vektory sčítají do jednoho, který představuje okamžitý stav elektrického srdečního pole [10].

2.2.2 Unipolární hrudní svody Wilsonovy

Frak Norman Wilson se snažil definovat elektrografické unipolární potenciály, které by se ideálně nacházely vzhledem k nekonečně vzdálené referenci. Wilson navrhl měření potenciálu v souvislosti s centrální svorkou. Podle Kirchhoffova zákona a rovnice (4) je součet protékajících proudů v takovémto okruhu roven nule. Wilsonovo využití spočívalo ve spojení všech tří končetinových svodů do jednoho bodu, takzvané centrální svorky, který odpovídá elektrickému středu srdce a má nulové napětí. Ke všem svodům byl připojen odpor 5 k Ω pro vyloučení vlivu kožního odporu. Ve skutečnosti není centrální svorka nezávislá, ale jedná se spíše o průměr končetinových potenciálů [10]:

$$\Phi_{CT} = \frac{\Phi_R + \Phi_L + \Phi_F}{3} \quad (8)$$

kde Φ_{CT} je potenciál na centrální svorce, Φ_L je potenciál na levé ruce, Φ_R je potenciál na pravé ruce a Φ_F je potenciál na levé noze.

V roce 1944 představil Wilson šest hrudních svodů pro měření potenciálů v blízkosti srdce [10].

- $V_1 - 4.$ mezižebří u pravého okraje sternu
- $V_2 - 4.$ mezižebří u levého okraje sternu
- $V_3 - 5.$ žebro mezi V_2 a V_4
- $V_4 - 5.$ mezižebří v levé medioklavikulární čáře
- $V_5 - 5.$ mezižebří v levé přední axiální čáře
- $V_6 - 5.$ mezižebří v levé střední axiální čáře

Jelikož se jedná o unipolární elektrody, napětí je snímáno proti centrální Wilsonové svorce [8], [9].

2.2.3 Unipolární končetinové svody Goldbergerovy

Tři končetinové svody VR, VL a VF jsou získávány měřením potenciálů mezi jednotlivými elektrodami a Wilsonovou centrální svorkou. Příklad měření s centrální Wilsonovou svorkou na levé dolní končetině [10]:

$$V_F = \frac{2 * \Phi_F - \Phi_R - \Phi_L}{3} \quad (9)$$

kde VF značí svod na levé dolní končetině, Φ_F potenciál na levé dolní končetině, Φ_L potenciál na levé horní končetině a Φ_R potenciál na pravé horní končetině.

Goldberger vyzoroval, že může být vynechán odpor z centrální Wilsonové svorky. Díky tomu může být signál zesílen a svody nahrazeny za aVL, aVR a aVF. Centrální svorka již nebude mít nulovou hodnotu a bude posunuta z elektrického středu srdce mezi dvě končetiny. Napěťový zisk se tímto způsobem zvýší z 58 % na 87 %. Příklad měření augmentovaného svodu [10]:

$$V_{aF} = \frac{2 * \Phi_F - \Phi_L - \Phi_R}{2} \quad (10)$$

kde aVF značí zesílený, zvětšený anebo augmentovaný svod na levé dolní končetině, Φ_F potenciál na levé dolní končetině, Φ_L potenciál na levé horní končetině a Φ_R potenciál na pravé horní končetině.

Nejčastěji používané v klinické praxi je 12 svodové EKG. Skládá se z I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5 a V6. Prvních šest je tvořeno ze stejných měřících elektrod. Více než 90 % elektrické aktivity je popsáno dipólem modelu. Kombinace 12 svodového EKG umožňuje lékařům porovnávat projekce výsledných vektorů ve dvou kolmých rovinách a různých úhlech [10].

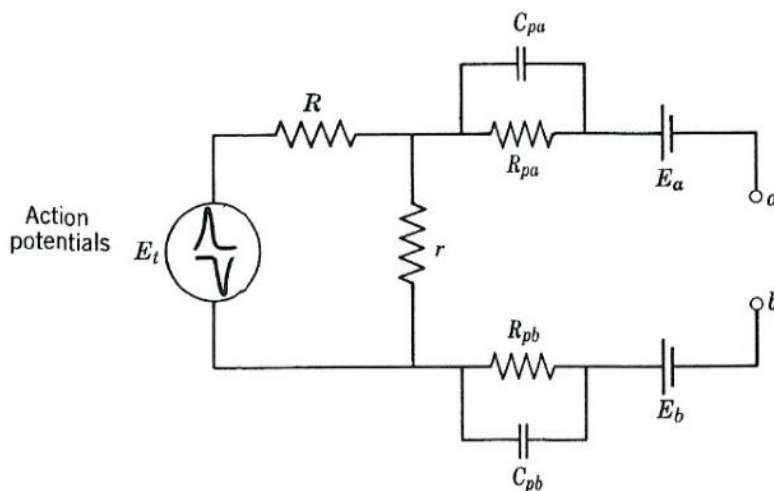
2.3 EKG elektrody

V případě elektrod umístěvaných přímo na povrch, je kontakt na rozhraní elektroda - kůže zprostředkováván pomocí elektrolytického roztoku, který vede elektrický proud. Ten není přenášén elektrony, nýbrž ionty, proto jsou elektrolyty označovány jako vodiče II. řádu. Extracelulární a intracelulární tekutiny jsou v těle rozděleny buněčnými membránami a jejich složení je tudíž rozdílné. Elektrolyty zajišťují regulaci vodní rovnováhy na obou stranách buněčné membrány. Mezi dva hlavní elektrolyty patří sodík a draslík. Z výzkumu prováděného na suchých elektrodách o velikosti 15 cm² pokládaných na suchou kůži byly po šesti minutách změřeny zcela uspokojivé EKG signály nerozeznatelné od signálů s tehdy používaným gelem. Odstranění elektrod vedlo ke zjištění, že v místě kontaktu elektroda - kůže bylo nalezeno množství potu, kde bylo detekováno přibližně 6 mg chloridu sodného. Díky tomuto výzkumu byl elektrolyt obsahující chlorid sodný účelně doporučen [20].

Velmi důležitým jevem pro používání elektrod může být například toxická reakce na tkáň. V roce 1955 byl prováděn výzkum na lidském mozku, přičemž byla po dobu šesti dní zkoumána tkáňová odezva mezi dvěma elektrodami, kde každá byla složená z šesti izolovaných měděných drátků. Po devatenácti měsících byly histologickým vyšetřením objeveny změny tkáně v místech přiložených elektrod, ale minimální změny mezi elektrodami. O pár let později byla provedena studie používající různé materiály elektrod na subjektech zvířete, konkrétně mozku kočky. Tento výzkum prováděl v letech 1961 Robinson a Johnson a jako materiály elektrod si vybrali zlato, platinu, stříbro, nerezovou ocel, tantal a wolfram. Tato studie, která probíhala šest měsíců, posuzovala tkáňovou odezvu. Zlato a nerezová ocel vyvolala méně tkáňových odpovědí než tantal, platina nebo wolfram, zatímco stříbro způsobilo nejsilnější reakci. Všechny typy elektrod byly zhruba kolem patnáctého dne pokusu zapouzdřené do tkáně. Čím lépe byla elektroda zapouzdřena, tím lepší byla tkáňová odezva. Dnes se elektrody rozdělují do několika kategorií. Elektrody prvního druhu jsou elektrodami, na kterých probíhá jen jedna chemická reakce. Jsou tvořeny prvkem, který je ve styku s roztokem totožných iontů. Podle toho, zda iont prvku je kationt nebo aniont se elektrodám říká kationtové nebo aniontové. Příkladem kationtové je elektroda stříbrná. Chloridové či fluorové jsou příkladem elektrod aniontových. Elektrody druhého druhu mají význam jako reference, tedy srovnávací elektrody, protože mají předem definovaný potenciál. Tyto elektrody jsou většinou aniontové. Jsou tvořeny kovem, který je pokryt nerozpustnou solí použitého kovu. Příkladem je stříbrný drátek pokryt vrstvou Ag/AgCl ponořen do roztoku KCl. U elektrod oxidačně redukčních je oxidovaná a redukovaná forma aktivních částic v roztoku. Elektrody mají funkci zprostředkovatele přenosu elektronů. V případě účasti

reakce dalších částic je potřeba zahrnout jejich reakce do podmínek rovnováhy, neboť jejich aktivita ovlivňuje potenciál elektrody. Jedná se o elektrody z ušlechtilých kovů. Elektrody iontově selektivní mají za základ propustnou membránu, a proto k nim mohou pronikat pouze určité ionty. Příkladem selektivní elektrody je elektroda skleněná pro měření pH. Membránový potenciál vzniká při různé rychlosti difundujících iontů přes membránu. Při nestejně rychlosti difuze vzniká elektrochemický potenciál [12], [20].

V případě použití extracelulárních elektrod pro měření biologických jevů, vypadá schéma zapojení bioelektrického generátoru jako na Obr. 5. Napětí typického bioelektrického generátoru je popsáno E_t , což je ve většině případů suma akčních potenciálů buněk mezi elektrodami. R a r jsou impedance děličů napětí, které zajišťují útlum bioelektrických jevů v tělesných tkáních a tekutinách. R_{pa} , R_{pb} a C_{pa} , C_{pb} jsou odporové a kapacitní komponenty polarizované impedance elektrod a a b. E_a a E_b simulují buněčný potenciál elektrod. Rozsah a polarita napětí a hodnoty odporových a kapacitních zařízení záleží na materiálu elektrod a elektrolytu [20].



Obr. 5 – Náhradní schéma extracelulární elektrody, převzato z [20]

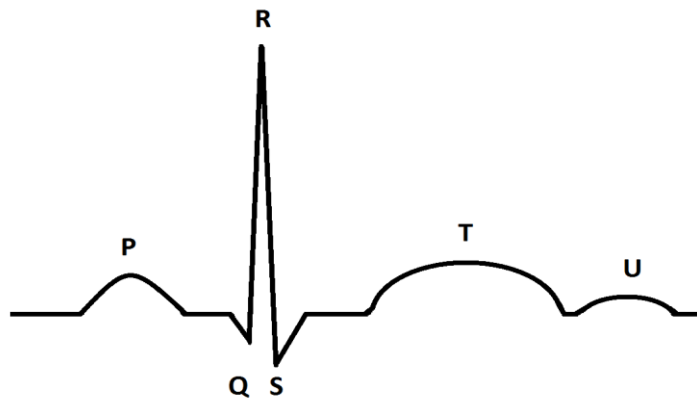
Impedance bioelektrického záznamníku bývá mnohonásobně větší, než samotná impedance elektrod. Pokud se vyskytují v signálu vysoké a nízké amplitudy přivedené na vstup biologického záznamníku, dá se předpokládat, že tento úsek z důvodu menší impedance vzhledem k impedanci elektrod vytváří zkreslení bioelektrického jevu. Velká proudová hustota elektrod může nastat v případě malé plochy elektrod. Bylo zjištěno, že výskyt zkreslení nastává při použití elektrod s velkým odporem. V takovém případě má vstupní impedance malý odpor. Během začátků měření EKG, když se používal strunový galvanometr s malým odporem, bylo dokázáno, že normální EKG bylo při použití

platinových polarizovaných elektrod zkresleno. V takovém případě došlo k utlumení P a T vln a bylo zajištěno zlepšení vlny S. Taktéž použití strunového galvanometru a německého stříbra ukázalo, že obdélníková kalibrační vlna na začátcích signálu byla zkreslena při poklesu plochy elektrod z 300 na 8 cm². Vztah mezi zesílenou vstupní impedancí a plochou elektrod není pro všechny kovy totožný. V roce 1963 bylo srovnáno zkreslení elektrod z Ag/AgCl, Pt, Ag, Cu, Au a nerezové oceli, všechny o stejné velikosti 0,1 mm². Test spočíval v zaznamenání proudových čtvercových vln mezi elektrodovým párem, ponořeným do solného roztoku. Ag/AgCl elektrodami byla zaznamenána vlna téměř totožná, další v pořadí byla platina, stříbro, měď a zlato. Nerezová ocel měla nejhorší čtvercovou vlnu z testovaných signálů. Příčina takového zkreslení může být ve dvou faktorech. První příčinou může být načítání signálu. Impedance polarizované elektrody se stane dominantní částí vstupního obvodu a napětí na vstupních svorkách biologického záznamníku se zmenší. Druhým faktorem může být množství posunuté fáze. Ta je rozdílná pro různé frekvenční komponenty elektrického děje. Při načítání se elektrická proudová hustota zvýší a odporové a reaktivní komponenty impedance polarizovaných elektrod se stanou nelineárními. Následkem toho se impedance polarizovaných elektrod stane funkcí amplitudy bioelektrického děje. Malá a velká amplituda signálu spojuje různé impedance. Přesné ovlivnění těchto dvou zkreslení zatím není známo [20].

Klasické 12 svodové EKG je snímáno pomocí deseti elektrod na bázi Ag/AgCl. Kovová část je tvořena stříbrem, které je pokryto vrstvou chloridu stříbrného bránící ve styku kovu s elektrolytem. Používají se čtyři končetinové a šest hrudních elektrod. Končetinové elektrody jsou převážně klipsové a připevňují se na obě horní končetiny a levou dolní končetinu. Také se používá na pravé noze čtvrtá končetinová elektroda, která ovšem není měřicí, ale zpětnovazebná. Jako hrudní elektrody se při jednorázovém měření používají balónkové elektrody, při dlouhodobém sledování nalepovací [12].

2.4 EKG křivka

EKG křivka odpovídající jednomu srdečnímu cyklu je uvedena na Obr. 6. Tvar křivky vypovídá o funkci srdce během depolarizace a repolarizace síní a komor. Z tvarových změn se diagnostikují srdeční dysfunkce. Popis jedné detailní vlny EKG je na Obr. 6.



Obr. 6 – Křivka EKG

P vlna je aktivitou sinoatriálního uzlíku a šíří se depolarizace svalovou síní. Amplituda této vlny by měla být fyziologicky větší než 0,25 mV a časově by neměla překračovat 0,1 s. Z hlediska patologie může vlna P zcela vymizet, například při fibrilaci a flutteru síní. Další typy patologických vln nazýváme jako P mitrale a P pulmonale [8], [9], [13].

PQ úsek odpovídá době, během které vzruch přejde od sinoatriálního uzlu k pracovní svalovině komor. Fyziologický čas se pohybuje od 0,12 do 0,20 s. Zkrácení intervalu PQ může mít za následek například sinusová tachykardie. Prodloužení PQ může být fyziologické u sportovců s bradykardií, jinak může jít příkladem o revmatickou myokarditidu [8], [9], [13].

QRS komplex odpovídá depolarizaci komorové svaloviny. Měl by trvat do 0,11 sekund a samotná vlna Q 0,03 s (s výjimkou svodu aVR, viz Obr. 4). Při patologických dějích může být QRS komplex rozšířen, což může být následkem blokády Tawarových ramének, komorové extrasystoly, či komorové tachykardie. Při patologickém hlubokém Q je nejčastější příčinou infarkt myokardu. Patologické R je zvětšeno například při hypertrofii komor a zmenšeno u obezity a emfyzému [8], [9], [13].

ST úsek značí spolu s vlnou T repolarizaci komor. V tomto úseku může fyziologicky dojít ke stoupání nad isoelektrickou linii, které nesmí přesáhnout ve svodech I, II, III, aVR, aVL a aVF 0,1 mV a ve svodech V1-V6 0,2 mV. Patologií ST úseku může být elevace či deprese tohoto úseku, tj. úsek nacházející se nad či pod isoelektrickou linií [8], [9], [13].

T vlna představuje repolarizaci komor myokardu. Má stejnou polaritu jako QRS komplex. Patologické T bývá především koronární, ploché, anebo hrotnaté. Patologické

QT se může vyskytovat buď prodloužené při hyperkalcemii, nebo zkrácené u hypokalcemie [8], [9], [13].

Vlna U se nemusí u dospělých jedinců v elektrokardiogramu vyskytovat, jde pravděpodobně o pomalejší depolarizaci Purkyňových vláken. Tato vlna je vždy menší než vlna T a nejlépe je možné ji nalézt ve svodech II, aVL a V2-V4 [8], [9], [13].

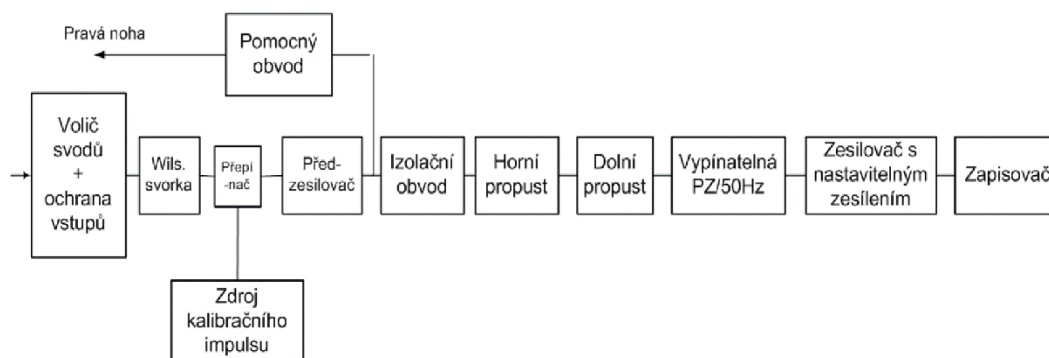
V další kapitole je popsáno předzpracování EKG signálu.

3 PŘEDZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU

Aby mohla být elektrická aktivita srdečního rytmu správně snímána a vyhodnocována, je nutné zajistit výběr vhodných elektrod, zajistit dobrý kontakt a kvalitní snímání signálu. Získaný signál je dále digitalizován kvůli využití počítačového zpracování dat [15].

3.1 Příjem signálu

Blokové schéma systému EKG je vyobrazeno na Obr. 7. Vstupem do tohoto blokového schématu je vodič svodů, který slouží k přepínání mezi jednotlivými, právě aktuálně měřenými elektrodami. Další částí blokového schématu EKG je Wilsonova svorka, která vytváří průměrnou hodnotu ze svodů I, II a III (viz rovnice (8)), díky čemuž vznikne centrální uzel. Zdroj kalibračního impulsu generuje s amplitudou 1 mV impulzy, které slouží k přesnému nastavení citlivosti přístroje. Tento impuls je generován na začátku měření. Dalším blokem je předzesilovač, který umožňuje zesílení signálu. Pomocný obvod eliminuje soufázové napětí a je napojen na pravou nohu pacienta. Izolační obvod zajišťuje oddělení elektrod umístěných na pacientovi od napájecího zdroje. Toto propojení je zajišťováno optickým kabelem. Následující bloky horní, dolní a pásmové propusti slouží k filtrování signálu. Omezují frekvenční pásma, a díky nim je možno eliminovat rušení, nebo je použit jako aliasingový filtr. Tyto bloky jsou vypínatelné. Jakákoli, i nepatrná filtrace signálu, může způsobit jeho zkreslení nebo i změnu tvaru. Zesilovač s nastavitelným zesílením slouží k nastavení citlivosti, která je pro diagnostické účely požadována [15].



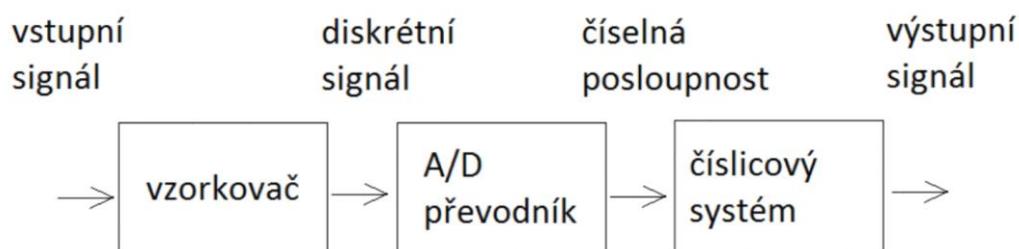
Obr. 7 – Blokové schéma EKG, převzato z [15]

Aby elektrokardiograf pracoval vždy za stejných podmínek, je potřeba dodržovat základní požadavky kladené na EKG. Jelikož je signál na úrovni mV, je třeba určitého

napětíové zesílení až k hodnotám voltů. Mělo by být dodrženo standardní napětíové a časové měřítko na 1 mV/cm, vstupní impedance přístroje by se měla pohybovat v MΩ, šířka přenášeného pásma pro základní monitorování okolo 0,5 – 40 Hz, zesilovač s co nejmenším vlastním šumem, hodnota diskriminačního činitele minimálně od 89 dB a vytvoření Wilsonovy svorky. EKG by mělo být odolné vůči defibrilačním impulsům a jinému vyššímu napětí [15].

3.2 Digitalizace signálu

Existují dva typy signálu, a to spojitý a diskrétní. Spojitý signál je spojitá funkce spojitého času. Naproti tomu diskrétním je uspořádaná posloupnost hodnot. Navzorkováním spojitého signálu získáme diskrétní. V následujícím textu bude blíže popsáno blokové schéma na Obr. 8 [16].



Obr. 8 – Základní řetězec číslicového zpracování analogového signálu

3.2.1 Vzorkování

Vzorkováním jsou nahrazeny diskrétními vzorky hodnoty spojitého signálu v předem definovaných časových okamžicích (T). Vzorkovač pravidelně vzorkuje analogový signál se zvolenou vzorkovací frekvencí. Vzorkovací frekvence definuje počet vzorků za jednu sekundu, proto je její jednotka v Hz. Jelikož se zpravidla jedná o ekvidistantní (zachovávající konstantní vzdálenost) vzorky, je definovaná reálná konstanta [16]:

$$f_n = f(nT) \quad (11)$$

kde f_n je posloupnost diskrétních hodnot signálu, n je počet vzorků a T je perioda vzorkování.

Teoreticky nekonečná posloupnost může o spojitém signálu za jistých předpokladů nést informace, díky kterým lze přesně rekonstruovat signál z jeho vzorků [16].

Existuje signál označovaný jako Diracova distribuce. Díky němu můžeme vyjádřit ideálně vzorkovaný signál jako kvazispojitý – limitní případ amplitudového signálu s konstantní šířkou impulsů směřující k nule [16].

Je velice důležité správně volit vzorkovací frekvenci vzorkovaného signálu. Pokud se totiž vyskytuje v signálu vyšší frekvence, než je polovina vzorkovací frekvence, dochází k takzvanému překrytí spekter – aliasingu. Tento jev je nevratný a proto je potřeba dbát na tuto podmínku, nebo použít aliasingový filtr. Jako vzorkovací frekvence se volí minimálně dvojnásobek maximální frekvence obsažené v signálu. Vzorec pro Nyquistův teorém je [16]:

$$f_v > 2 \times f_{max} \quad (12)$$

kde f_v je vzorkovací frekvence a f_{max} maximální frekvence vyskytující se v signálu [16].

3.2.2 A/D převodník

Jelikož vzorkovač dokáže navzorkovat signál pouze vodorovně, tak se zavádí i takzvané kvantování, které navzorkované hodnoty upraví i na ose svislé, označované jako kvantizační úrovně. Kvantizační úrovně jsou vyjádřeny zpravidla N-tou mocninou čísla 2. Převod reálných čísel do kvantových hladin je zatížen určitou chybou v podobě zaokrouhlování a osekávání zdola a shora. Kvantování je prováděno pomocí A/D převodníku. Vyšší počet bitů se používá pro sledování malých variací signálu [16].

Hodnoty jsou díky A/D převodníku převedeny do digitální podoby, aby s ním mohl dále pracovat číslicový systém.

3.2.3 Číslicový systém

Jedná se o počítač, který v případě zpracování posloupností v reálném čase musí mít takový výkon, aby zvládl výpočetní algoritmus mezi dvěma vzorky [16].

Algoritmy pro zpracování elektrokardiogramu můžeme rozdělit do dvou základních skupin, prováděné a neprováděné v reálném čase snímání. Existuje velké množství algoritmů na vyhodnocování, příkladem může být zjišťování tepové frekvence, či detekování výskytu fyziologických a patologických QRS komplexů. Jeden z velice důležitých algoritmů se vyskytuje v takzvaných kardiostimulátorech, kde je algoritmus

předem nastaven. S těmito stimulátory není doporučen vstup do magnetické rezonance, neboť jednou z kontraindikací je vymazání nastaveného algoritmu kardiostimulátoru. Dále může být prováděna frekvenční analýza, která je popsána v kapitole 4 [16].

V dnešní době probíhá nejen zpracování, ale i zobrazování signálů pomocí počítače, proto není důležité používání komponentů pro zpětnou rekonstrukci signálu do analogové podoby. Dříve byly těmito komponenty za číslicovým systémem D/A převodníky a rekonstrukční filtry [16].

4 FREKVENČNÍ ANALÝZA

Frekvenční analýzou je myšlena taková analýza, díky které je popsán signál v čase pomocí jeho frekvenčních složek. Klasický signál, jak jej známe, je popisován v časové oblasti, oproti tomu frekvenční analýza signál reprezentuje v oblasti frekvencí. Na dvourozměrný (ale i třírozměrný) signál je pro převod použita Fourierova transformace. Signál je rozdělen na harmonické komponenty a na základě jeho frekvencí je spolu s amplitudou či fází vyobrazováno spektrum. Ve spektru jsou tím pádem nejpatrnější ty frekvence, který mají na výsledný signál největší vliv [16], [17].

Díky frekvenční analýze je možno řešit různé typy matematických šifer, nebo provádět signálovou analýzu. Signál je po převodu do frekvenční oblasti viděn z docela jiného úhlu pohledu, které lidské oko může jen zdaleka vnímat v oblasti časové. Takováto analýza nám umožňuje sledovat například šum, významné komponenty a podobné [16], [17].

Existuje více typů diskrétních lineárních transformací. Mezi jedny z nejpoužívanějších patří právě zmíněná diskrétní Fourierova transformace, kosínová transformace, nebo vlnková transformace. Diskrétní kosínová transformace je obdobnou variantou diskrétní Fourierovy transformace, avšak používá pouze reálné koeficienty. Existuje více využití této transformace, avšak nejvíce používaná je pro ztrátovou kompresi dat formátu JPEG. Vlnková transformace má též široké využití. Umožňuje rozklad signálu na nezávislé komponenty. Jedním ze základních využití v lékařství je analýza korelací v sekvencích DNA, či detekce QRS komplexů v EKG signálech. Diskrétní Fourierova transformace bude blíže popsána v další podkapitole. Obecné použití transformací je převážně při spektrální analýze, při realizaci matematických operací lépe realizovatelných ve frekvenční oblasti, při kompresy dat, či při přenosu transformované verze signálu kanálem, ve kterém může dojít k jejímu zašumění [16], [17].

4.1 Fourierova transformace

Fourierova transformace je integrální transformací, která převádí signál mezi časovým a frekvenčním vyjádřením pomocí harmonických složek sinus a cosinus, proto je použití této transformace nejideálnější pro periodické signály. Pokud signál periodický není, je výhodnější použití vlnkové transformace, nebo Gabarových filtrů [16], [17].

Diskrétní Fourierova transformace (zkráceně DFT) pracuje s navzorkovaným spojitým signálem a jeho výstupem je posloupnost hodnot možných interpretovat

frekvenčním spektrem. Diskrétní Fourierova transformace je ovšem velice těžká na výpočet. Diskrétní Fourierova transformace jako taková je definovaná pro všechny konečné signály [16], [17]:

$$F_k = \sum_{n=0}^{N-1} f_n e^{-j\frac{2\pi}{N}nk} \quad (13)$$

kde F_k je k -tá harmonická frekvence ve frekvenční oblasti, f_n je n -tý vzorek v časové oblasti, N je velikost vektoru vstupních hodnot, n je pořadí vstupního vzorku a k je pořadí výstupního vzorku [16], [17].

Diskrétní Fourierova transformace je tedy matematický přepočít na posloupnost přesných vzorků spektra signálu, který má konečnou délku a je vzorkován. Výstupem této transformace je stejný počet vzorků, jako byl na vstupu. Celý frekvenční rozsah 0-fvz je rozdělen na N vzorků, přičemž N je délka časového signálu ve vzorcích vstupující do diskretní Fourierovy transformace. Definovaný vztah (13) lze rozdělit na sinusovou a kosinusovou složku. Proto můžeme komplexní spektrum při výpočtu rozdělit na reálnou a imaginární část. S těmito částmi se dále pracuje při vyobrazování dvou typů spekter, jako je amplitudově - frekvenční a fázově - frekvenční spektrum [16], [17].

Pokud je signál reálný, pak pro jeho spektrum platí následující vlastnosti. Mezi základní vlastnosti diskretní Fourierovy transformace patří linearita, která plyne z definičního vztahu. Dále, že se jedná o unitární transformaci, tj. že pro přímou i zpětnou transformaci lze použít stejného algoritmu s výjimkou opačného znaménka nad Eulerovým číslem. Existuje vztah k Z-transformaci jako rovnoměrné rozložení bodů na jednotkové kružnici. Další z vlastností je kruhově konvoluční vlastnost [16], [17].

Byla zavedena takzvaná rychlá Fourierova transformace (fast Fourier transform, zkratka FFT), kterou v roce 1965 publikovala dvojice James Cooley a John Tukey. Rozdíl mezi těmito dvěma algoritmy je převážně ve větší rychlosti FFT [16], [17].

Podstata algoritmu diskretní Fourierovy transformace je o záznamech délky N s koeficienty $0 - (N-1)$, tudíž je pro tento algoritmus N^2 sčítání a násobení, zatímco rychlá Fourierova transformace volí zvláštní délky záznamu, a to $N = 2^m$, kde m je přirozeným číslem, N nabývají hodnot dost blízkým k dekadické řadě. Algoritmus obsahuje $m \times N/2$ motýlkových algoritmů, přičemž každý představuje jedno komplexní násobení a dvě komplexní sčítání. Motýlovým algoritmem je myšlen takový algoritmus, který provádí postupné skládání prvků ze sudé a liché posloupnosti do dvou po sobě jdoucích prvků nové posloupnosti [16], [17].

4.2 Spektrum

Spektrum je pomocí Fourierovy transformace považováno za aditivní směs harmonických složek nacházejících se v signálu. Zobrazuje závislosti amplitud, fází nebo výkonu na frekvencích signálu. Obr. 9 znázorňuje výkon jednotlivých komponentů nacházejících se v EKG signálu, vlny P, QRS komplexu a vlny T [16], [17].

Existují tři typy spekter. Frekvence je ve všech případech zobrazena na ose x. Osa y je měněna podle typu spektra, které zobrazujeme. Spektrum je zobrazováno do poloviny vzorkovací frekvence, neboť je právě v místě poloviny vzorkovací frekvence spektrum symetrické [16], [17].

Ve smyslu Fourierovy transformace je signál považován za nekonečný počet harmonických složek. Harmonický signál je vyjádřen rovnicí [16], [17]:

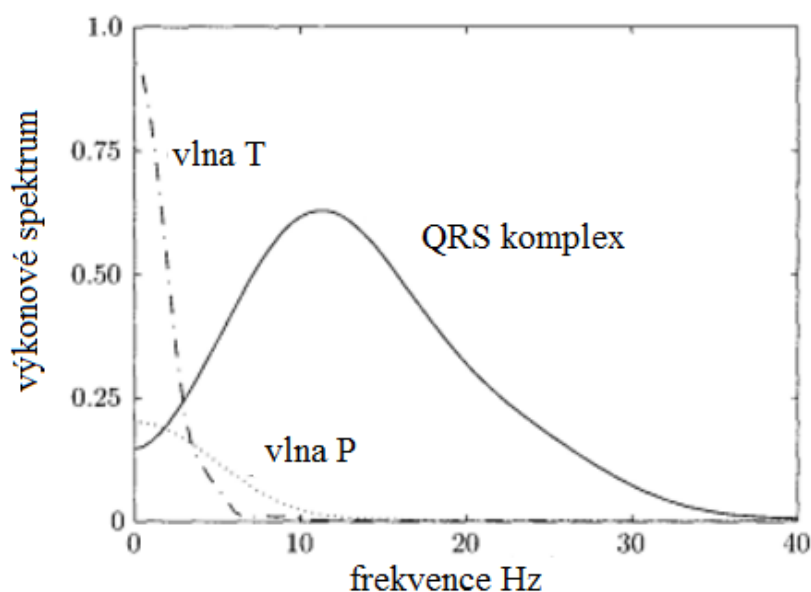
$$s_i(t) = A_i \cos(\omega_i t + \varphi_i) \quad (14)$$

kde $s_i(t)$ je funkce periodického signálu, A_i je amplituda signálu, $\omega_i t$ je úhlový kmitočet a φ_i je fáze.

Amplitudově - frekvenční spektrum je posloupností polovičních hodnot amplitud, jež se v signálu nachází – $A_i/2$. Spektrální čáry se nachází na kmitočtech $\pm\omega$. Amplituda harmonického signálu souvisí s rozložením energie signálu. Spektrální čára umístěná na ose pro frekvenci 0 Hz představuje střední hodnotu signálu. Odstraněním této složky docílíme posunutí signálu do nulové izolinie. Toto spektrum je periodické s periodou ω_i [16], [17].

Fázově - frekvenčním spektrem jsou fáze jednotlivých harmonických komponent. V tomto spektru jsou zobrazovány fáze φ_i na ω_i a $-\varphi_i$ na $-\omega_i$. Toto spektrum je též periodické s periodou ω_i [16], [17].

Výkonovým spektrem je vyjádřen tepelný výkon signálu a informuje o energetických poměrech. Od amplitudově - frekvenčního spektra se liší tím, že je jeho druhou mocninou [18].



Obr. 9 – Výkonové spektrum EKG signálu, upraveno z [14]

U lidského EKG se používá vzorkovací frekvence většinou 500 Hz. V takovémto případě se v amplitudově - frekvenčním spektru důležité složky nacházejí do 125 Hz. QRS komplex je možno hledat od 3 Hz do 40 Hz. Vlna P a T do 10 Hz. Amplituda takového signálu se pohybuje většinou okolo 0,25 mV [19].

Jelikož bylo provedeno měření elektrografického záznamu na izolovaném srdci králíka, rozsah amplitudově - frekvenčního spektra bude jistým způsobem pozměněn. Vzorkovací frekvence byla použita 10 000 Hz a 16 bitový A/D převodník. Spektra komplexů se nacházejí do 380 Hz. QRS komplex zasahuje od frekvence 9 Hz do 121 Hz. Vlny P a T potom do 30 Hz. Toto odvození bylo provedeno v závislosti na tepové frekvenci. Průměrná tepová frekvence člověka se pohybuje okolo 65 tepů za minutu, králíčí tepová frekvence byla naměřena přesně 198 tepů za minutu.

5 FREKVENČNÍ OBSAH ELEKTROGRAMU

V praktické části bakalářské práce bylo provedeno měření elektrogramu (EG) na izolovaných králičích srdcích. Signály EG obsahují pouze elektrické projevy srdce a nejsou ovlivněny cévním systémem a úbytky elektrických napětí na dalších vodivých tkáních v těle jako v případě měření elektrokardiogramu (EKG). Z pohledu sledování vlivu elektrod na frekvenční obsah EKG je použití měření EG na izolovaných srdcích výhodnější. Před samotným měřením bylo nutné vytvořit elektrody. Snímací systém pro EG byl použit stávající na Lékařské fakultě, který je využíván v rámci výzkumu.

5.1 Výroba elektrodového systému

Pro realizaci měření bylo zvoleno 5 párů rozdílných typů elektrod, celkem tedy 10 elektrod. Dvojice elektrod se liší materiálem a velikostí. K měření byly použity dvě platinové elektrody o velikosti 2 mm a dvě argentchloridové elektrody o průměru 2 mm. Dále bylo potřeba vytvořit z jednorázových nalepovacích elektrod od firmy Sorimex tři různé velikosti elektrod pro měření. Byly zhotoveny dvakrát deseti milimetrové elektrody, které odpovídají standartní velikosti nalepovací elektrody Sorimex, dále osmi milimetrové elektrody a šesti milimetrové elektrody.

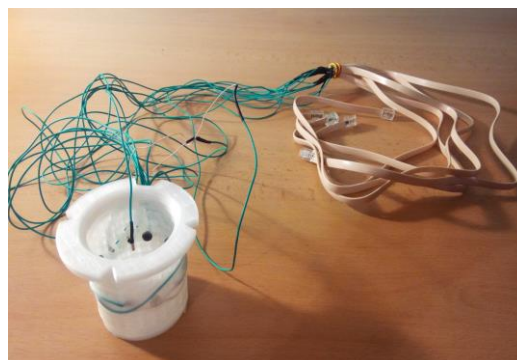
V první fázi byla od elektrod odštířena nalepovací část a odstraněn gel. Dvě elektrody byly ponechány ve velikosti deset milimetrů, zbylé čtyři obroušeny do průměrů osmi milimetrů a šesti milimetrů. Byl nachystán zhruba metr dlouhý izolovaný drát, který byl z obou konců odizolován, zatočen kvůli štěpení a potřen hliníkovou pájecí kapalinou, na který byl při teplotě 350 °C napájen cín. Uchycovací místa elektrod byla obroušena, potřena nerezovou pájecí kapalinou a byla na něj připájena odizolovaná část drátu. Takto nachystané elektrody byly z neměřicí části včetně části napájeného drátu zaizolovány silikon-akrylátovým speciálním lakem ve dvou vrstvách po časovém odstupu deseti hodin.

Elektrody byly provlečeny speciálním kalíškem (Obr. 10). Na volný konec drátu elektrod stejné velikosti a materiálu byl připájen šestižilový vodič s PVC izolací. Na černý a červený vodič byly připájeny dvě totožné elektrody, zemnicí elektroda byla připájena na zelený a bílý vodič všech použitých šestižilových vodičů s PVC izolací. Spojení vodiče elektrod a šestižilového vodiče bylo doplněno o smršťovací bužírku. Dva nevyužité mohly být odstraněny. Na druhý konec kabelu byl přichycen konektor RJ11

pro vstup do předzesilovače. Celý elektrodový systém je vyobrazen na Obr. 11.



Obr. 10 – Kalíšek s elektrodami



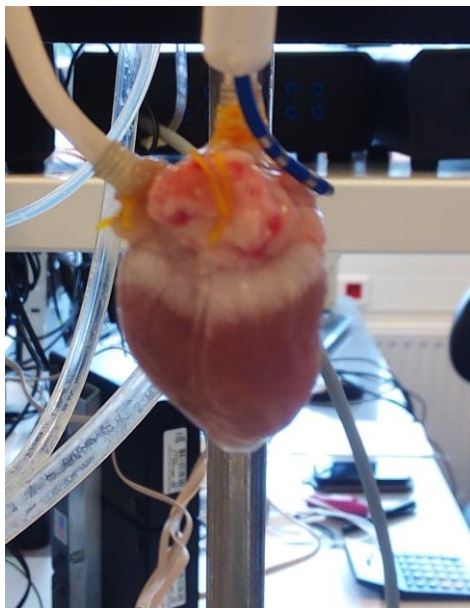
Obr. 11 – Systém elektrod

5.2 Měření na izolovaném srdci

K měření bylo použito izolované srdce samce králíka o hmotnosti 3,03 kg. Měření probíhalo dne 9. 2. 2016 od 10:42 v budově lékařské fakulty Masarykovy univerzity na ústavu fyziologie v laboratoři experimentální fyziologie a kardiologie. Pro měření bylo použito srdce, které bylo nejprve použito pro experimenty v rámci standardního projektu.

Izolované srdce bylo napojeno na perfuzní systém. Tímto systémem protékal Krebs-Henseleit roztok obsahující NaCl: 118 mmol/l; NaHCO₃: 24 mmol/l; KCl: 4,2 mmol/l; KH₂PO₄: 1,2 mmol/l; MgCl₂: 1,2 mmol/l; glukóza: 5,5 mmol/l; taurin: 10 mmol/l a CaCl₂: 1,2 mmol/l. Roztok je okysličován v poměru 95 % O₂ a 5 % CO₂ [21].

Izolované srdce (Obr. 12) bylo vloženo do nachystaného měřicího kalíšku a konektory RJ11 byly zapojeny do předzesilovačů spojené s počítačem. Srdce bylo stimulováno v časovém intervalu 300 ms. Měřicí kalíšek byl po minutě měření pootáčen, aby se aktuálně měřené elektrody nacházely vždy na stejné pozici. Fotografie izolovaného srdce vloženého do měřicího kalíšku je na Obr. 13. Bylo naměřeno několik záznamů elektrogramu se vzorkovací frekvencí 10 000 Hz. Tyto signály byly převedeny do *.mat souborů a dále vyhodnocovány v programu frekvencni_analyza_EG.m, vytvořeném v programovém prostředí MATLAB.



Obr. 12 – Izolované králičí srdce



Obr. 13 – Izolované srdce v měřicím kalíšku

5.3 Měření impedance

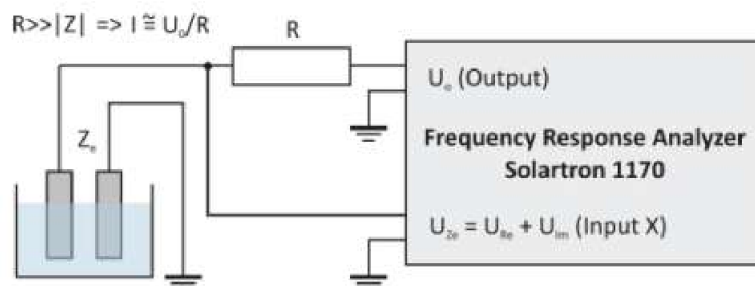
Pro získání lépe reprezentovatelných výsledků experimentu byla naměřena vlastní impedance elektrod. Impedance popisuje zdánlivý odpor součástky a fázový posun napětí proti proudu, při průchodu harmonického střídavého elektrického pole dané frekvence. Na rozhraní mezi elektrodou a elektrolytem vzniká elektrická dvojvrstva chovající se jako molekulární kondenzátor [20], [21], [22].

Byl namíchán 160 mmol roztok soli, do 100 ml destilované vody bylo zamícháno 0,935 g NaCl. Velikost předřazeného odporu byla dle Ohmova zákona vypočítaná na $1\text{ M}\Omega$, proud na elektrodách $5\text{ }\mu\text{A}$. Na přístroji Solartron 1 170 frequency response analyser byl nastaven rozsah hodnot frekvencí od 50 mHz do 5 kHz. Vstupní hodnoty protékajícího napětí byly nastaveny též podle Ohmova zákona na 5 V. Měření bylo prováděno s krokem 10 v každé logaritmické dekádě. Proměření bylo provedeno vždy od nejmenších hodnot frekvencí po největší. Výstupem bylo reálné a imaginární napětí, které může být rovnicí (15) převedeno na reálnou a imaginární impedanci a rovnicí (16) na modul impedance [22], [23]:

$$Ze_{re/im} = \frac{U_{re/im}}{U_0} \times R \quad (15)$$

$$Ze = \sqrt{Ze_{re}^2 + Ze_{im}^2} \quad (16)$$

kde $Z_{re/im}$ je reálná a imaginární složka impedance, $U_{re/im}$ je reálné a imaginární složka napětí, R je předřazený odpor a Z_e je modul impedance.



Obr. 14 – Schéma zapojení přístroje Solartron, převzato z [23]

Na Obr. 14 je vyobrazeno zapojení přístroje Solartron. Odpor R byl v našem případě $1\text{ M}\Omega$ a U_0 (Output) 5 V . U_{Re} a U_{Im} (Input X) se měnilo dle aktuálně nastavené frekvence. Výsledná data byla ukládána a následně převedena do *.mat souborů a dále zpracovávána v programu frekvencni_analyza_EG.m, vytvořeném v programovém prostředí MATLAB.

6 REALIZACE PROGRAMU

Vlastní program pro analýzu frekvenčního obsahu elektrografických záznamů byl navržen v programovém prostředí MATLAB. Program je vytvořen pro konkrétní data z experimentu. Signály byly nasnímány během několika minut, pro každý pár elektrod trvalo snímání přibližně 2 minuty. Signály byly navzorkovány se vzorkovací frekvencí 10 kHz a kvantovány 16-bitovým převodníkem. V rámci úprav signálu byla provedena filtrace, korelace a kumulace. Pomocí rychlé Fourierovy transformace je signál z oblasti časové přetransformován do oblasti frekvenční, kde je vyhodnocován obsah plochy pod křivkou amplitudově - frekvenčních spekter, nebo vliv impedance elektrod na různých frekvencích.

6.1 Načtení a úprava naměřených dat

Naměřená data byla uložena v *.mat formátu. Načtení signálu bylo zrealizováno příkazem *load*, a následně byla data omezena pouze na aktivní místa měření dané elektrody. Jednotlivé elektrografické záznamy obsahovaly budící impulzy v intervalech 300 ms. Tyto budící impulzy byly odstraněny nalezením špiček signálů pomocí příkazu *findpeaks*. Díky pozicím maxim v signálu byly vybrány úseky mezi jednotlivými vrcholy budících impulzů a uloženy do nově vytvořené matice. Ze signálu byly oříznuty budící impulzy, konkrétně byl ponechán signál od 120 vzorku do 2 700 vzorku, zbytek neužitečného signálu byl odstraněn.

6.2 Impedance

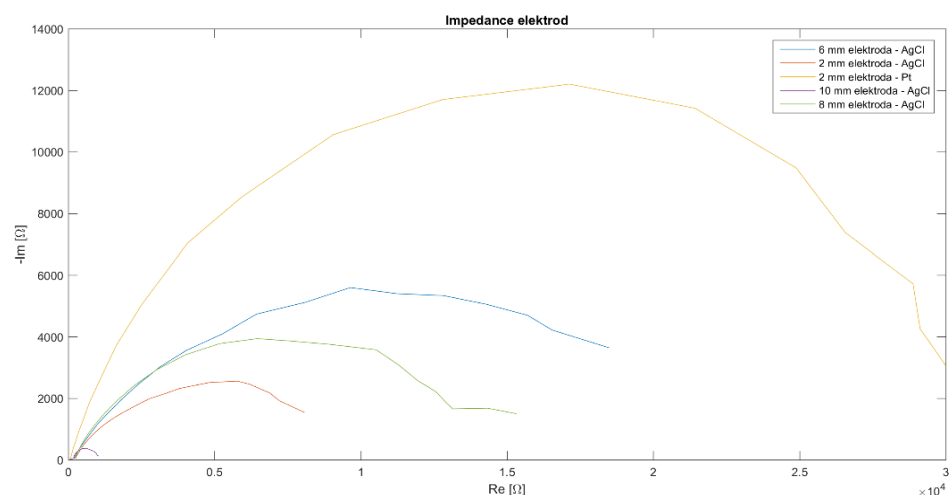
Naměřené hodnoty impedance byly uloženy v *.mat formátech. V těchto souborech byly uloženy vždy dvě sady napětí a aktuální frekvence pro jeden pár elektrod. Hodnoty byly načteny pomocí příkazu *load*.

Byla zvolena hodnota předřazeného odporu $10\text{ M}\Omega$ a zvoleno vstupní napětí 5 V. Toto nastavení odpovídá proudu o hodnotě $5\text{ }\mu\text{A}$. Za pomoci rovnice (15) byla z naměřených sad napětí vypočítána reálná a imaginární složka impedance (Obr. 15). Tento graf znázorňuje vlastní impedanci elektrod.

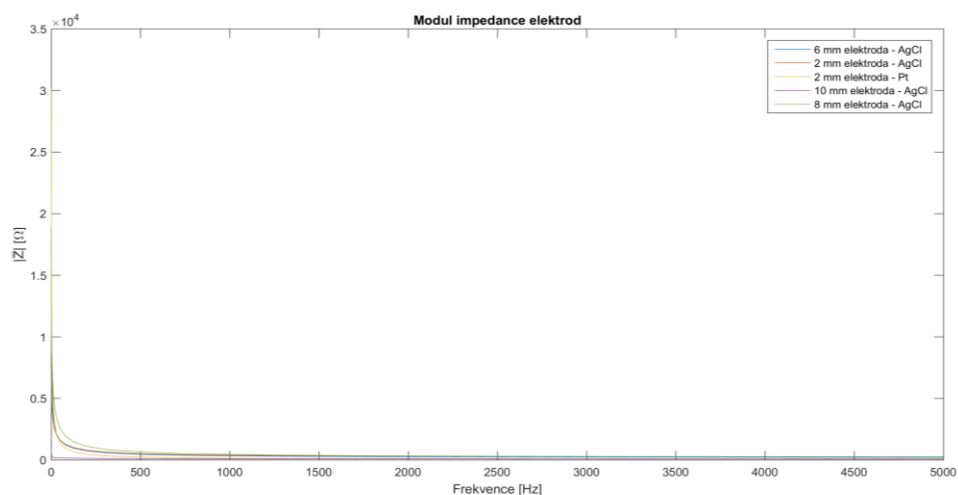
Modul impedance byl vypočítán z rovnice (16), jehož graf je na Obr. 16 a detail (osa y 0 – $10\,000\text{ }\Omega$ a osa x 0 - 500 Hz) na Obr. 17. Nejvyšší hodnota modulu impedance byla změřena u 2 mm Pt elektrody s hodnotou $3,0156 \times 10^4\text{ }\Omega$. Sestupné seřazení maximálních

hodnot modulu impedance je: 6 mm AgCl elektroda, 8 mm AgCl elektroda, 2 mm AgCl elektroda a nejnižší modul impedance byl změřen u 10 mm AgCl elektrody s hodnotou $1,0513 \times 10^3 \Omega$.

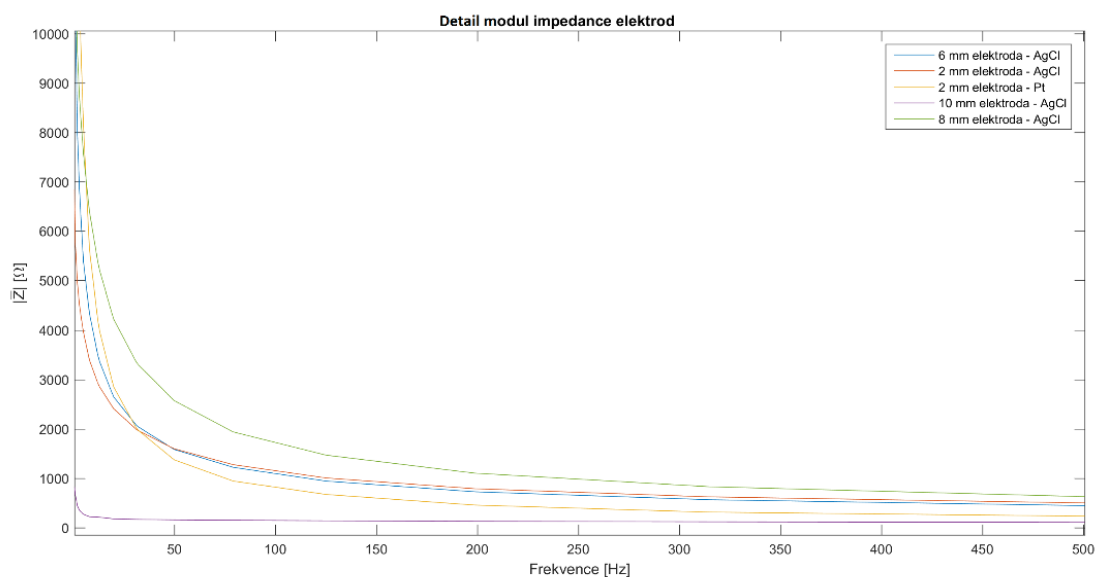
Následnou úpravou byla interpolace pro pozdější využití ve frekvenčních spektrech pomocí funkce *utInterpl*.



Obr. 15 – Impedance elektrod



Obr. 16 – Modul impedance elektrod



Obr. 17 – Detail modulu impedance elektrod

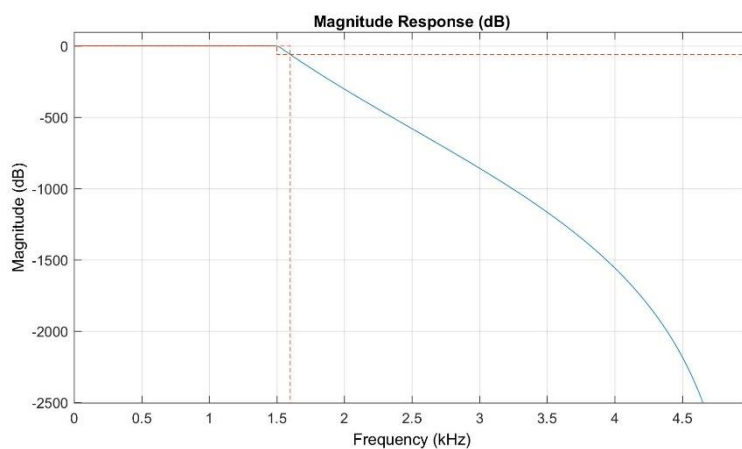
6.3 Filtrace signálu

Signál byl filtrován před ořezáním budících impulzů v signálu. Byla provedena filtrace horní a dolní propustí. Pro vytvoření filtru byla použita funkce *designfilt*. Tyto typy filtrů (horní, dolní a pásmový filtr) jsou označovány jako lineární filtry, protože u nich platí princip superpozice. Byly použity filtry IIR, které jsou koncepčně a strukturálně složitější než FIR filtry. Je třeba zajišťovat jejich stabilitu a principiálně nemohou mít přesnou lineární fázovou charakteristiku. Tyto filtry jsou významně méně náročné na počet operací pro výpočet jednoho vzorku oproti FIR filtrům srovnatelných vlastností [16].

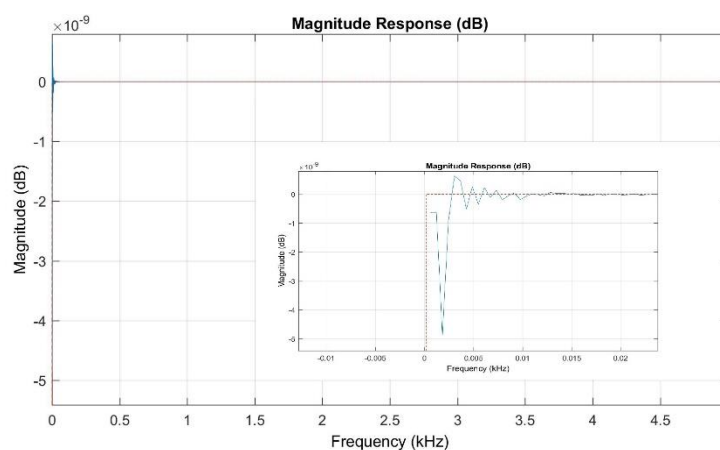
Nižší propustné pásmo pro vytvoření dolní propusti (Obr. 18) bylo nastaveno na 1 500 Hz (též označováno jako mezní frekvence) a vyšší propustné pásmo na 1 600 Hz. Toto ohraničené pásmo činí pokles přenosu o 60 dB. Do hodnoty mezní frekvence dochází také k poklesu o 3 dB. Ve frekvenčním pásmu nad 1 500 Hz se nenachází žádné zájmové složky elektrografického signálu izolovaného králičího srdce, proto tyto rušivé elementy mohou být odstraněny.

Při realizaci horní propusti (Obr. 19) byla zvolena mezní frekvence na 0,1 Hz. K nárůstu o 60 dB dochází v místě 0,2 Hz. Tento filtr je ale příliš strmý, proto dochází k potlačení pouze 5×10^{-9} dB. Na nulté frekvenci se nachází stejnosměrná složka (střední hodnota) signálu, tj. posunutí od nulové izoliny. Jelikož potlačení nebylo příliš vysoké, bylo použito také ruční odstranění.

Pro zobrazování přenosů filtrů byl použit výraz *fvttool*. Signál byl filtrován pomocí funkce *filtfilt*.



Obr. 18 – Dolní propust



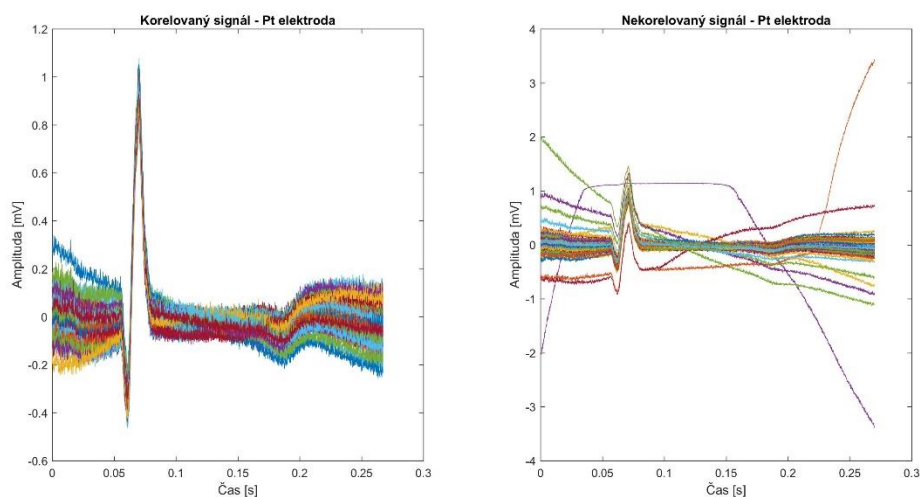
Obr. 19 – Horní propust

6.4 Korelace signálu

Korelace určuje vzájemný vztah mezi dvěma procesy či veličinami, v našem případě mezi dvěma signály. V záznamu jedné elektrody byl vůči prvnímu signálu, určenému jako referenční, vypočítán korelační koeficient příkazem *corrcoef*. Bylo zjištěno, že maximální body signálů nemají rozstup větší než 26 vzorků, proto byl referenční signál oříznut o 26 vzorků z jeho pravé části. Signál k němu korelovaný byl postupně ořezáván, aby vůči němu měnil polohu o 26 vzorků. Byl vyhodnocován korelační koeficient a zaznamenávána největší procentuální podobnost s pozicí této podobnosti [16].

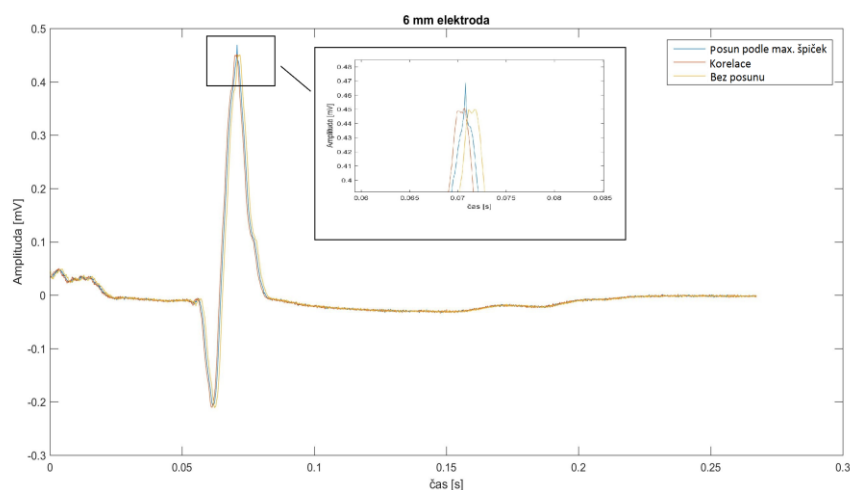
Signály s největší podobností byly posunuty a seřazeny do matice pod sebe, aby

následná kumulace signálu byla co nejpřesnější. V případě maximální korelace úseku s menší podobností než je 90 %, byl tento signál odstraněn. V takovém případě se totiž mohlo jednat o nesprávně korelovaný signál, či jinak nevhodně provedeno dosavadní zpracování. Ilustrační zobrazení nekumulovaných a následně kumulovaných signálů platinové elektrody je ukázáno na Obr. 20.



Obr. 20 – Ilustrace korelovaného a nekorelovaného signálu pro Pt elektrodu

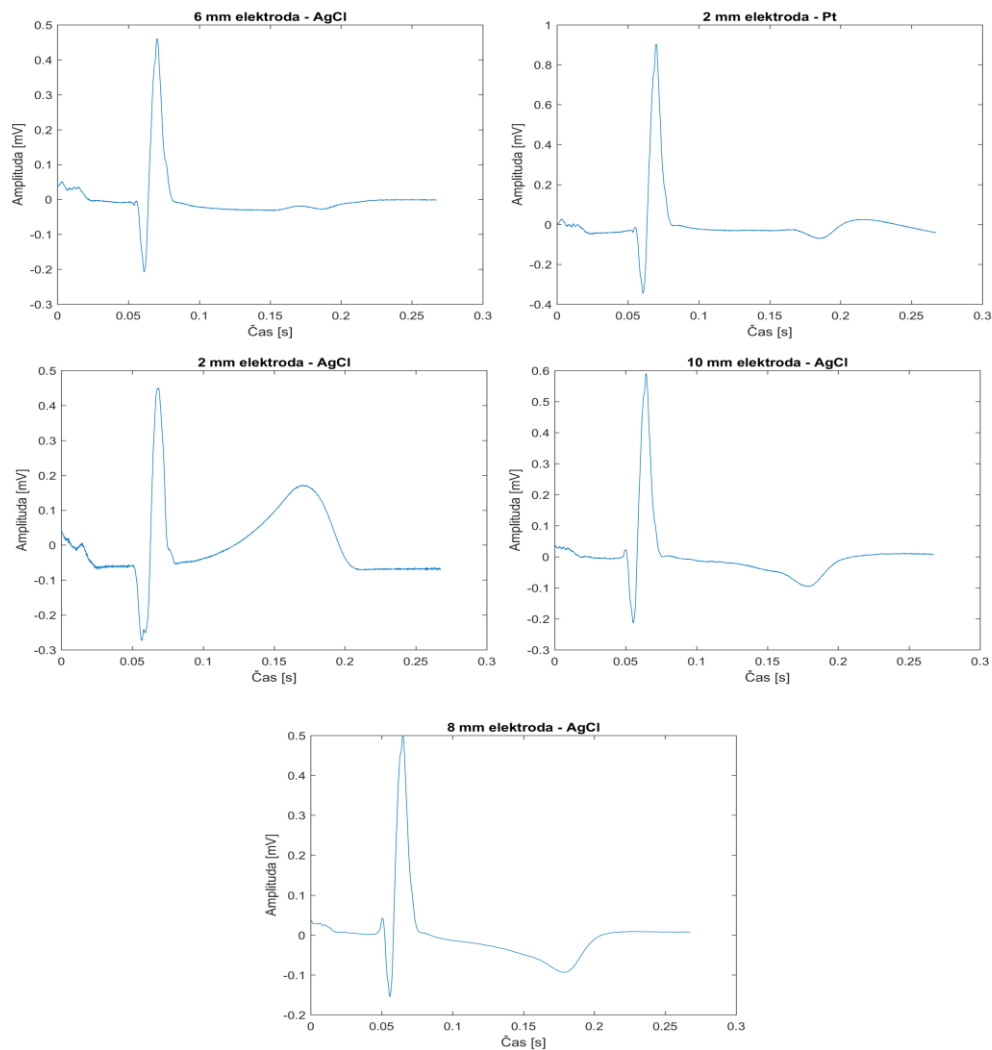
V rámci testů bylo prováděno zarovnání i na principu seřazení maximálních pozic na sebe. Tato metoda však nebyla příliš korektní, neboť po kumulaci všech signálů došlo k vytvoření špičky nad maximálním bodem (viz Obr. 21).



Obr. 21 – Ilustrace posunů signálu pro 6 mm AgCl elektrodu

6.5 Kumulační zpracování

Kumulační techniky se používají u opakujících se signálů ke zvýšení poměru signál šum [16]. Pro zpracování elektrografických záznamů izolovaného králičího srdce bylo použito průměrování. Jelikož byly signály korelačním zpracováním posunuty do pozic s 90 % a větší podobností, tyto signály se stejným počtem vzorků mohly být vzorek po vzorku průměrovány příkazem *mean*. Toto zpracování nám umožnilo získat z jedné elektrody vždy jeden elektrografický signál. Aditivní šum obsahující jednotlivé elektrografické signály byl tímto způsobem v různé míře odstraněn. Jelikož bylo po korelační analýze u každé elektrody odstraněno jiné množství signálů, míra zastoupení šumu v signálu je po průměrování každé elektrody odlišná. Zobrazení všech pěti elektrod po průměrování je na Obr. 22.



Obr. 22 – Kumulace EG signálů

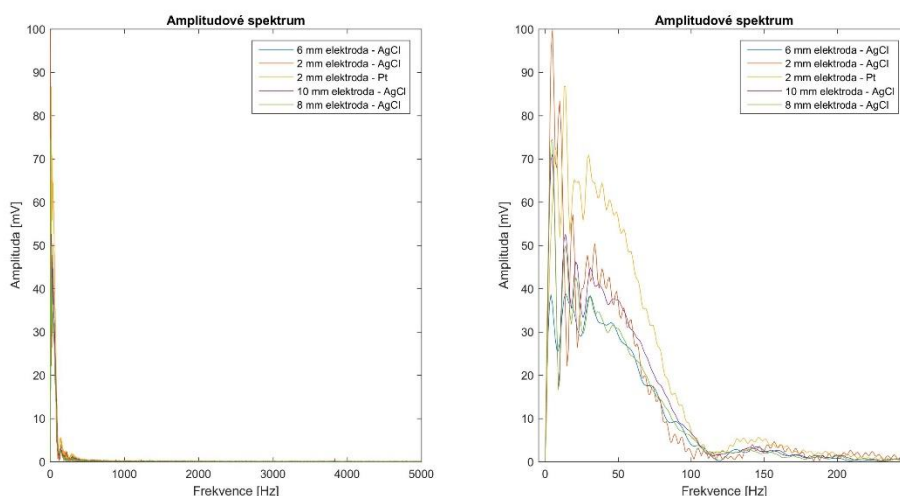
6.6 Fourierova transformace

Fourierova transformace, jak již bylo uvedeno v kapitole 4.1, je integrální transformací převádějící signál mezi časovým a frekvenčním vyjádřením. Rychlá Fourierova transformace byla provedena pomocí příkazu *fft*. Délka transformovaného signálu byla nastavena na 10 000 vzorků, přičemž výstupem této transformace je 10 001 vzorků. Z výstupu byla odstraněna první hodnota, nacházející se na pozici (1,1), jelikož představuje stejnosměrnou složku s nulovou frekvencí.

Ze signálu byla vybrána jeho absolutní hodnota pomocí příkazu *abs*. Tato hodnota odpovídá hodnotám amplitudově - frekvenčního spektra (viz kapitola 4.2). V případě

zobrazování fázově - frekvenčního spektra by byl použit příkaz *angle*. Spektrum signálu bylo omezeno na polovinu vzorkovací frekvence. Dále byla vytvořena odpovídající frekvenční osa pro správné vykreslování. Zobrazení frekvenčních spekter EG signálů získaných pomocí všech pěti elektrod a detailu spekter je na Obr. 23.

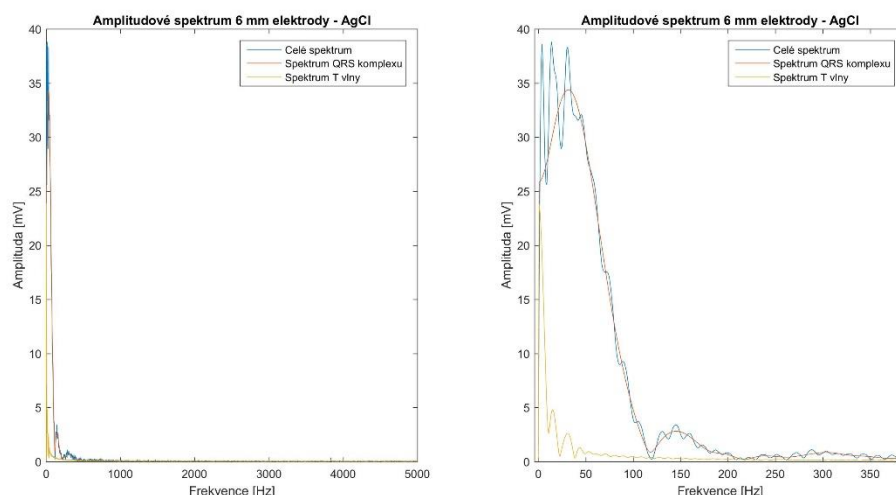
Nejvyšší hodnoty v amplitudě - frekvenčních spektrech se nachází u 2 mm AgCl elektrody s hodnotou 99,8042 mV, dále 2 mm Pt elektrody, 10 mm AgCl elektrody, 8 mm AgCl elektrody a nejmenší hodnoty se vyskytují u 6 mm AgCl elektrody s hodnotou 38,7989 mV.



Obr. 23 – Amplitudově – frekvenční spektrum celého signálu

Aby mohl být vyhodnocován vliv QRS komplexů a vln T, byly ze signálu vyříznuté po kumulaci úseky, odpovídající těmto komplexům a vlnám. Vlna P nebyla uvažována z důvodu její nekompletnosti.

Obr. 24 znázorňuje celé amplitudově - frekvenční spektrum jedné elektrody, konkrétně 6 mm AgCl. Je zde detailně ukázáno konkrétní umístění spekter omezeného elektrografického signálu na QRS komplex a vlnu T.



Obr. 24 – Spektrum 6 mm AgCl elektrody

Na Obr. 25 jsou znázorněny spektra QRS komplexů pěti elektrod. Signály byly omezeny na samotný QRS komplex a následně z nich, pomocí rychlé Fourierovy transformace, příkazem *fft* byly vytvořeny spektra. QRS komplexy byly omezeny vždy na stejně velký úsek o velikosti 335 vzorků, což odpovídající 33,5 ms.

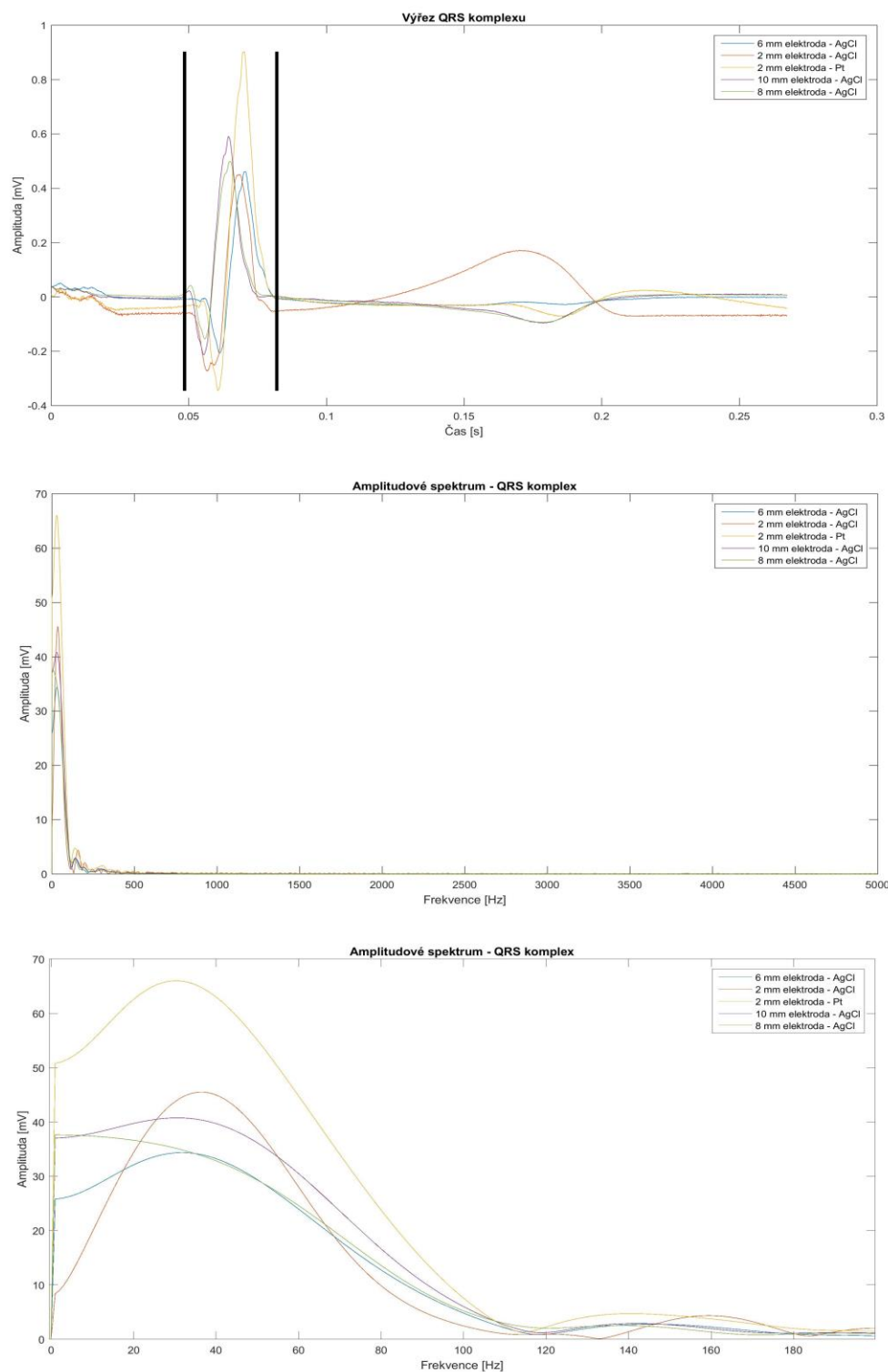
Levý hraniční úsek odpovídá 485 vzorku, neboli 48,5 ms od začátku jednotlivých elektrografických signálů. Pravý hraniční úsek odpovídá 820 vzorku, tedy 82 ms od začátku jednotlivého elektrografického signálu.

Detailnější část spektra vypovídá o vyšším přenosovém pásmu pro 2 mm Pt elektrodu. Tento jev je patrný i na signálu EG v časové oblasti, vzhledem k největší amplitudě QRS komplexu pro zmíněnou 2 mm Pt elektrodu.

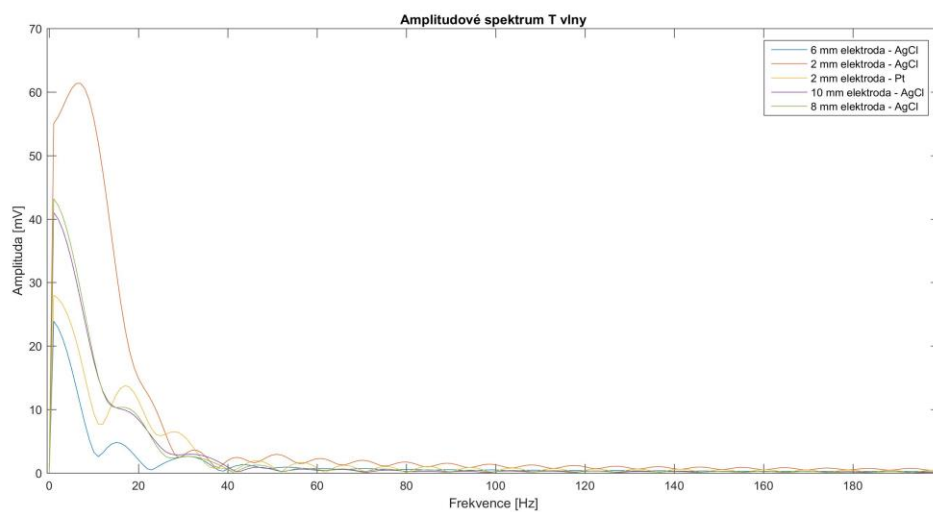
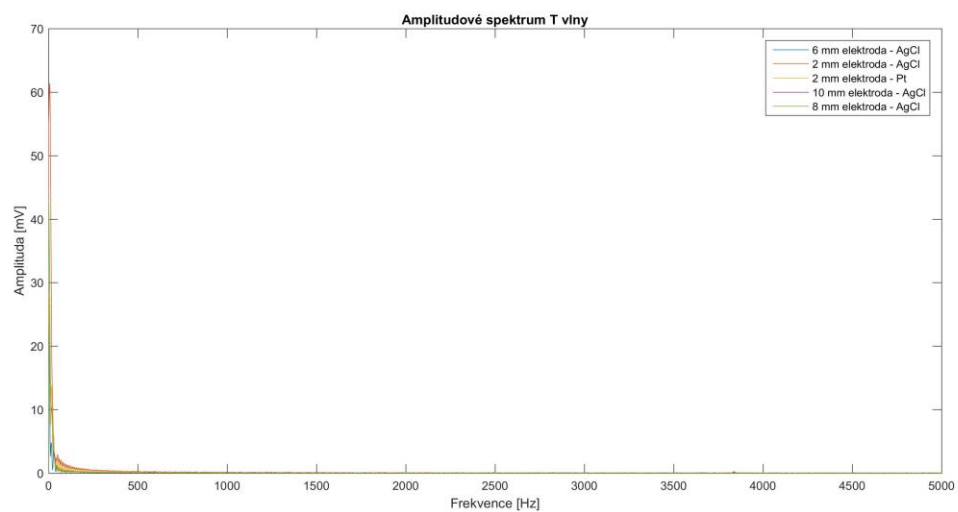
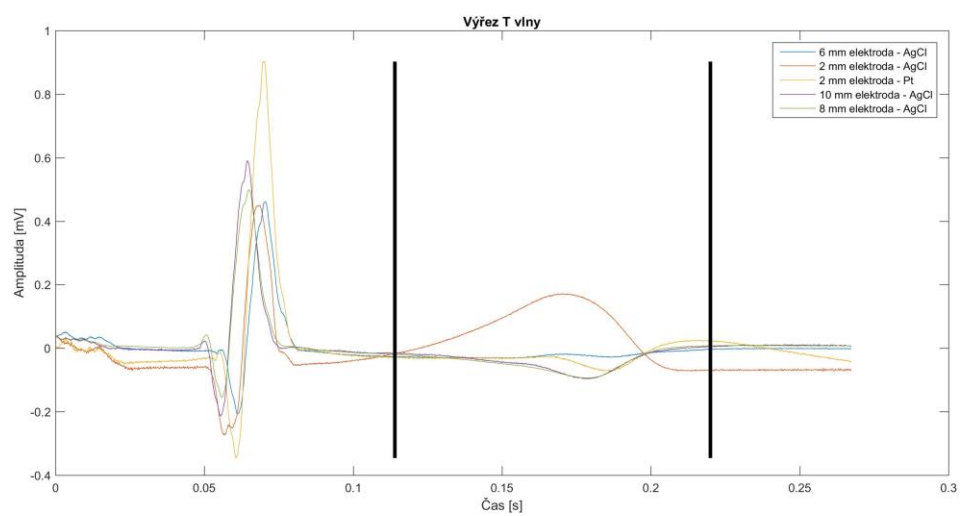
Obr. 26 představuje amplitudově - frekvenční spektrum pro vlnu T. V horní části Obr. 26 se nachází elektrografické signály pěti elektrod s ukázkou omezení pro vlnu T. Tyto vlny byly zredukované na 1 060 vzorků, odpovídající 106 ms.

Levá část omezení se nachází na pozici 1 140 vzorku, tj. 114 ms od začátku EG signálu, a pravá část na 2 200 vzorku, který v časové oblasti odpovídá 220 ms od začátku signálu. Výřez vlny T poukazuje na nejvyšší vlnu T v případě 2 mm AgCl elektrody. Její výraznost je patrná při zobrazení ve frekvenční oblasti.

Nejmenší přenosové pásmo ve spektrech vlny T i QRS komplexu je možno sledovat u 6 mm AgCl elektrody.



Obr. 25 – Spektrum QRS komplexů



Obr. 26 – Spektrum T vlny

6.7 Interpretace dat

V rámci programu `frekvencni_analyza_EG.m` byla provedena analýza energie pod křivkou frekvenčních spekter. V amplitudově - frekvenčním spektru byly spočítány obsahy ohraničených úseků pod křivkou elektrod a následně zjišťovány dělicí místa na určitých frekvencích pro hodnoty 50 % a 25 %. V případě celého obsahu byla zjištěna nejmenší hodnota pro 6 mm AgCl elektrodu a nejvyšší pro 2 mm Pt elektrodu. Celkové seřazení je od nejmenší hodnoty po největší - 6 mm AgCl, 8 mm AgCl, 10 mm AgCl, 2 mm AgCl a nakonec 2 mm Pt.

V Tab. 1 jsou vypsané údaje pro 50 % obsahy pod křivkou a frekvenční dělicí místa těchto hodnot. Podle 50 % energie pod křivkou jsou elektrody seřazeny vzestupně - 6 mm AgCl, 8 mm AgCl, 10 mm AgCl, 2 mm AgCl a 2 mm Pt elektroda. Seřazení dělicích míst podle frekvence je od nejmenší - 2 mm AgCl, 8 mm AgCl, 10 mm AgCl zároveň s 2 mm AgCl a 6 mm AgCl. Jelikož nejvzdálenější dělicí místo se nachází právě u 6 mm AgCl elektrody, je možné tento výsledek zdůvodnit díky malému obsahu amplitudově - frekvenčního spektra, přičemž velkou část obsahu pod křivkou mohou zaujímat šumové složky ve vyšších frekvenčních hodnotách spektra.

Elektroda	100 % energie	50 % energie	Dělicí místo [Hz]
6 mm AgCl	2916,492	1458,246	46
2 mm AgCl	3941,574	1970,787	41
2 mm Pt	5375,963	2687,981	45
10 mm AgCl	3633,973	1816,986	45
8 mm AgCl	3163,976	1581,988	42

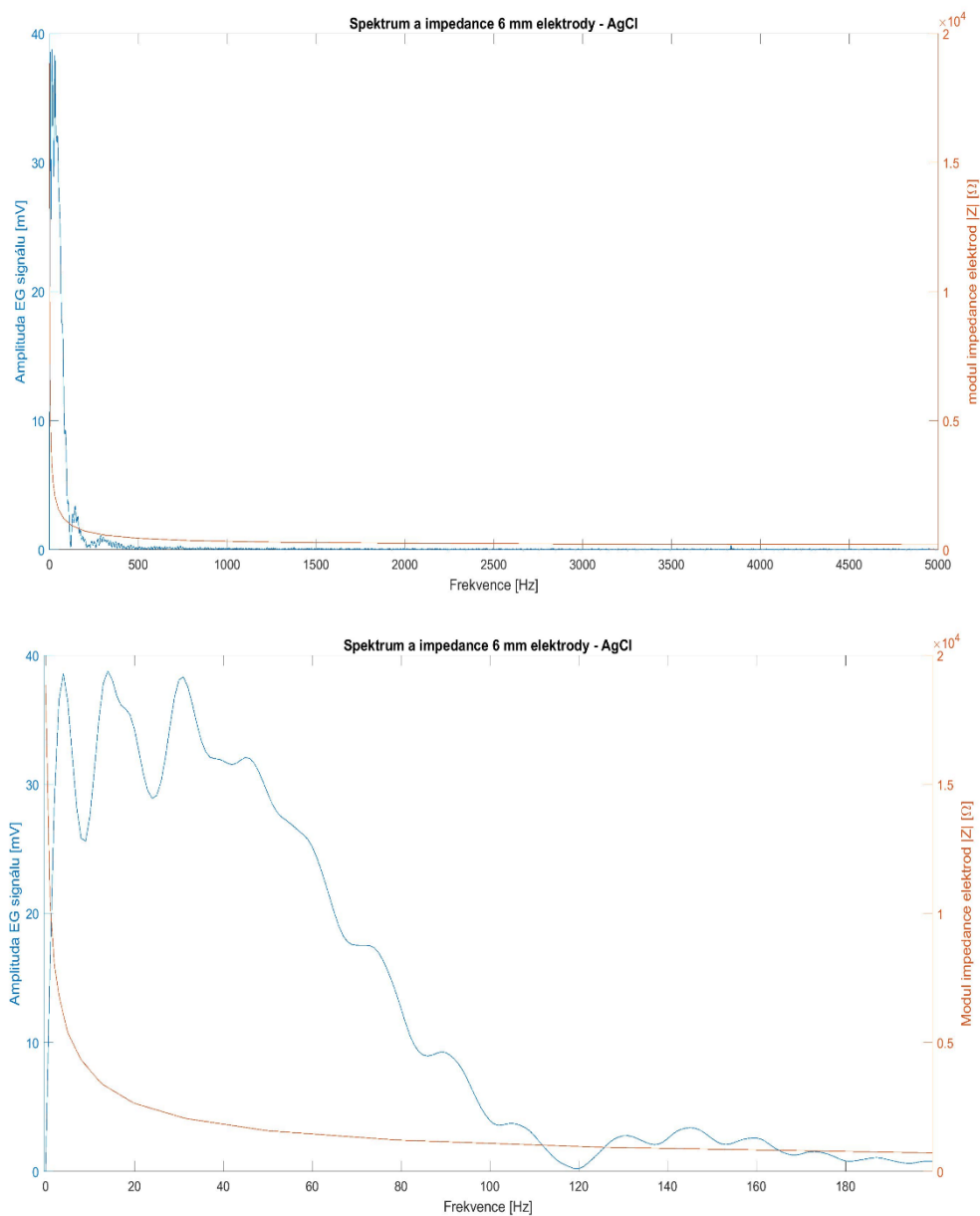
Tab. 1 – Energie pod křivkou pro 50 %

Pro hodnoty 25 % energie pod křivkou (Tab. 2) se pořadí elektrod nepatrně liší. Seřazení elektrod dle vzestupnosti hodnot obsahu je - 6 mm AgCl, 8 mm AgCl, 10 mm AgCl, 2 mm AgCl a 2 mm Pt. Na základě dělicích frekvenčních míst je pořadí od nejmenší 2 mm AgCl, 8 mm AgCl, 2 mm AgCl, 10 mm AgCl a největší 2 mm Pt zároveň s 6 mm AgCl.

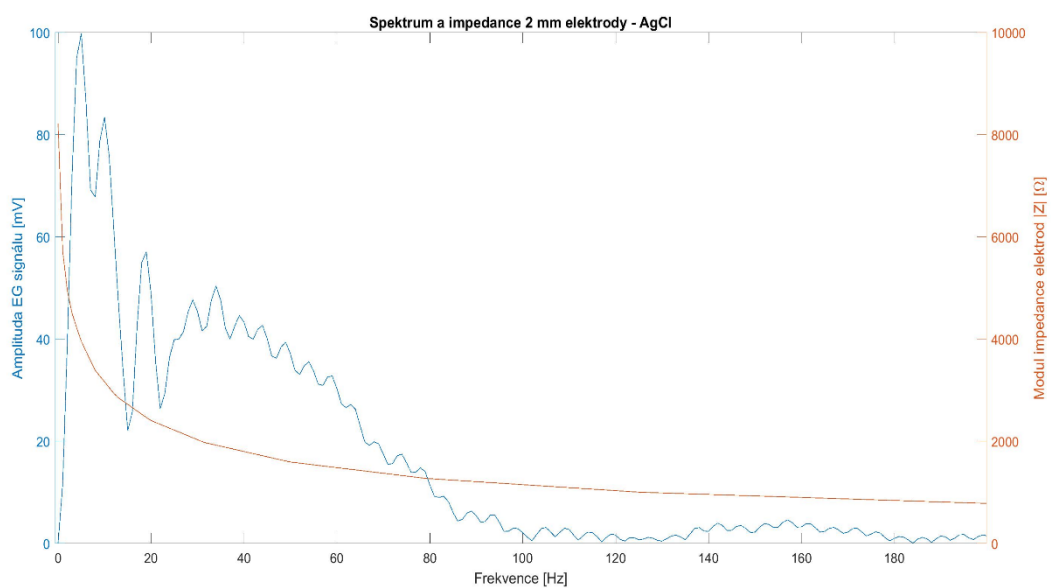
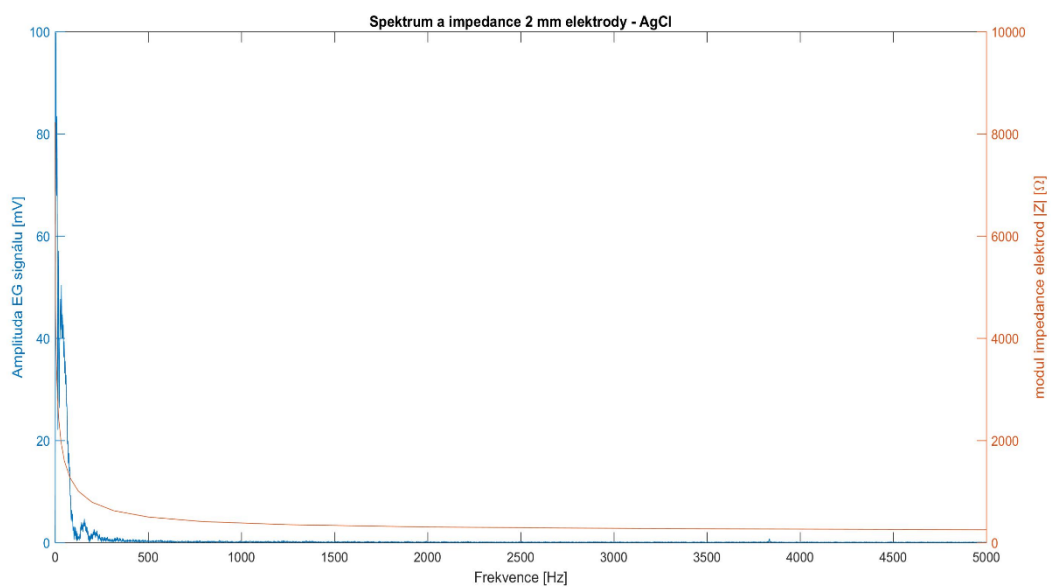
Elektroda	100 % energie	25 % energie	Dělicí místo [Hz]
6 mm AgCl	2916,492	729,123	24
2 mm AgCl	3941,574	985,393	18
2 mm Pt	5375,963	1343,99	24
10 mm AgCl	3633,973	908,493	22
8 mm AgCl	3163,976	790,994	19

Tab. 2 – Energie pod křivkou pro 25 %

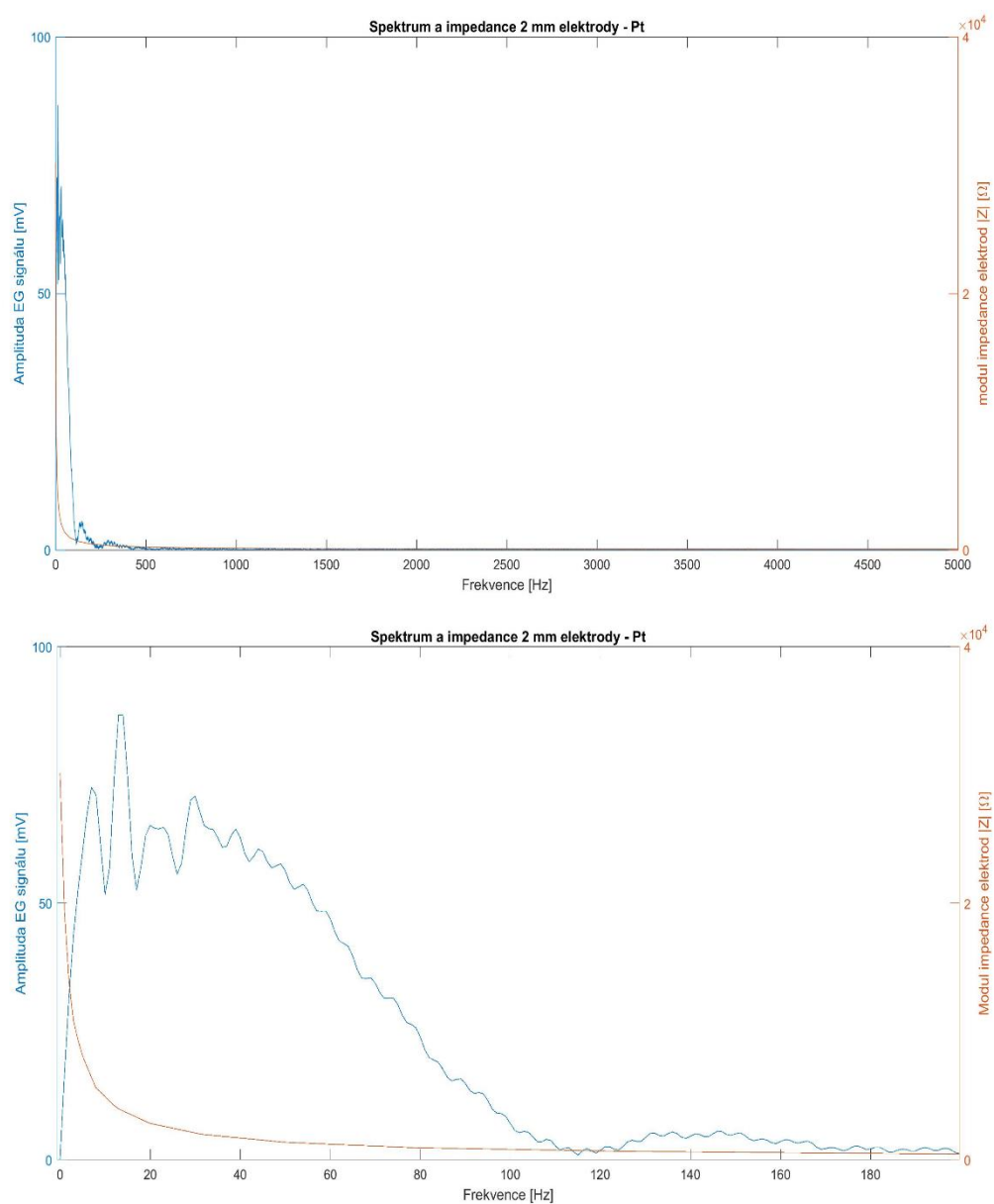
Na následujících obrázcích (Obr. 27, Obr. 28, Obr. 29, Obr. 30 a Obr. 31) jsou znázorněny grafy amplitudově - frekvenčního spektra spolu s impedancí elektrody. Tyto grafy byly vyloženy do jednoho grafu.



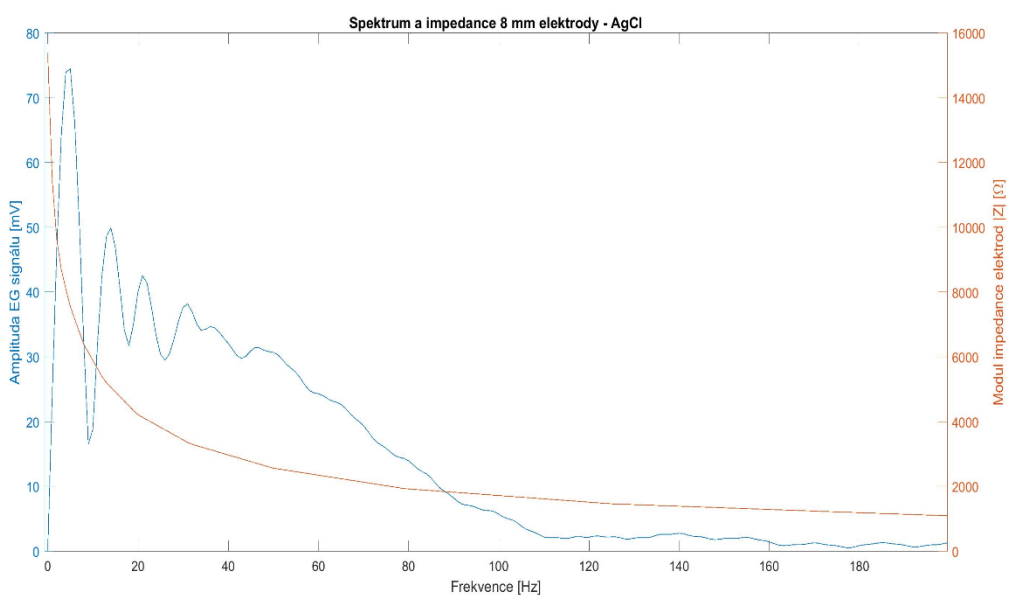
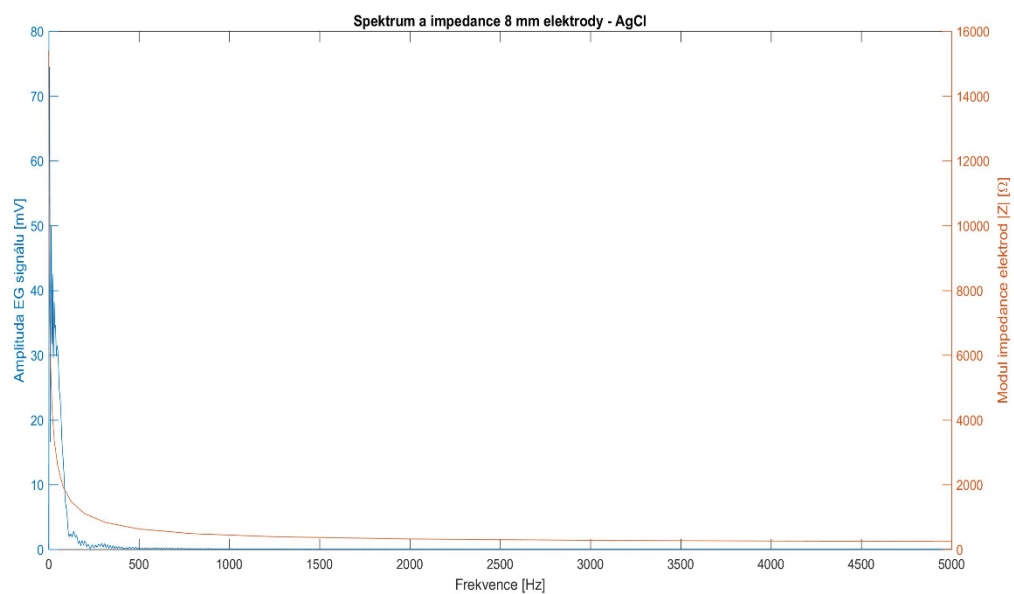
Obr. 27 – Spektrum a impedance 6 mm AgCl elektrody s detailem



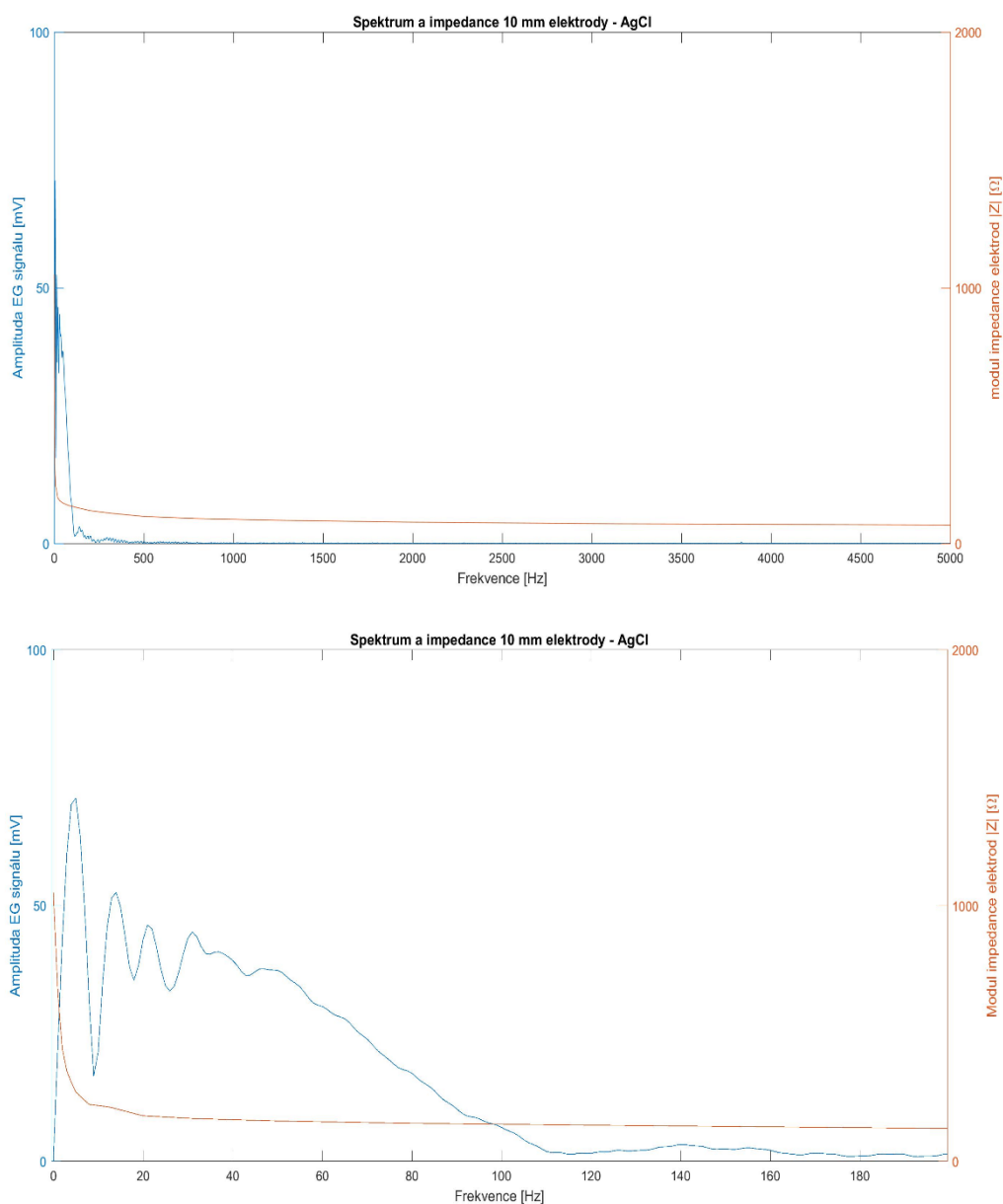
Obr. 28 – Spektrum a impedance 2 mm AgCl elektrody s detailem



Obr. 29 – Spektrum a impedance 2 mm Pt elektrody s detailem



Obr. 30 – Spektrum a impedance 8 mm AgCl elektrody s detailem



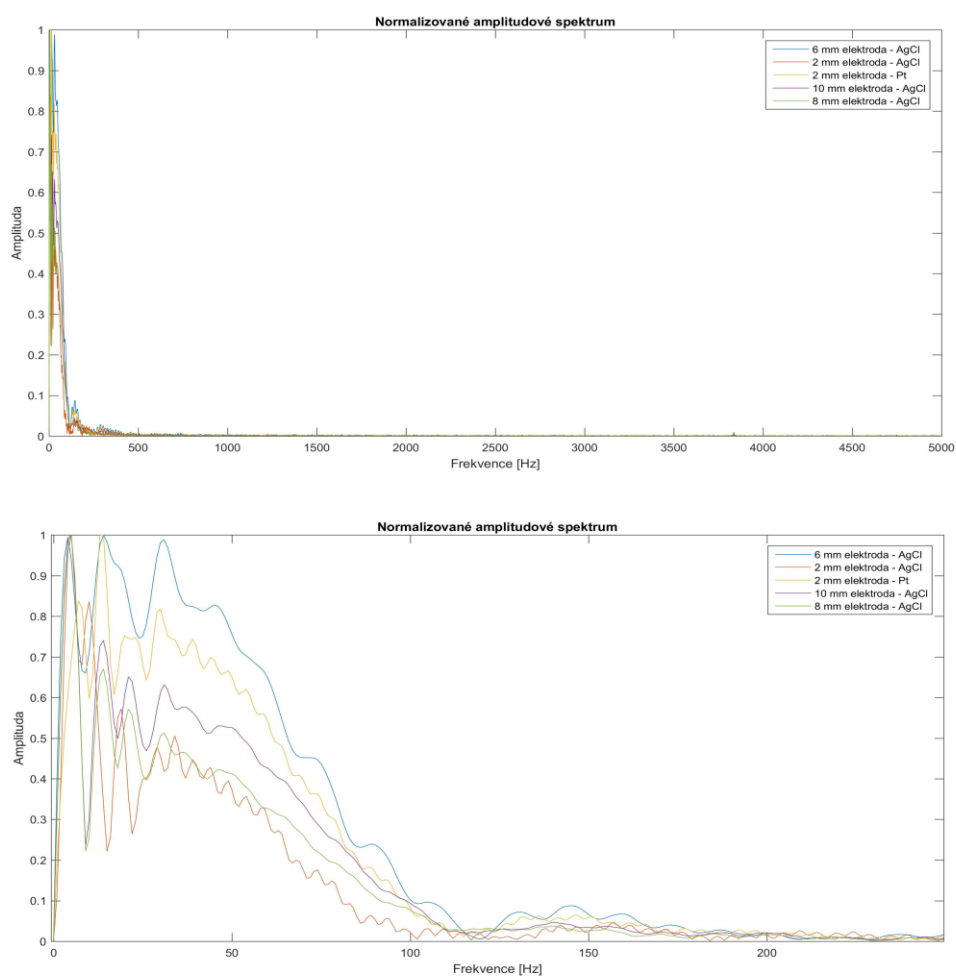
Obr. 31 – Spektrum a impedance 10 mm AgCl elektrody s detailem

V bakalářské práci byly použity tři typy originálních elektrod – 2 mm Pt, 2 mm AgCl a 10 mm AgCl. Zbylé dva typy elektrod byly mechanicky upraveny na potřebné velikosti a z povrchu byl mechanicky odstraněn gel, proto mohou být výsledky zatíženy určitou chybou.

Při závěrečném uvážení vlivu impedance elektrod je nejvýznamnější graf na Obr. 17. Nejmenší impedanci má elektroda s největším průměrem, tedy 10 mm AgCl a největší impedanci 8 mm AgCl. Elektrody AgCl o průměru 2 mm a 6 mm mají modul impedance přibližně totožný, ale u 2 mm Pt elektrody dojde k významnějšímu poklesu zhruba okolo

40 Hz.

Na Obr. 32 je vykreslen graf normalizovaných amplitudově - frekvenčních spekter. Normalizace byla prováděna z důvodu srovnávání frekvenčních složek spekter pro různé elektrody bez ohledu na velikosti amplitud. Z tohoto spektra je patrné, že největší frekvenční přenos se nachází u 6 mm AgCl elektrody. Vzhledem k jejímu velice malému obsahu pod křivkou je tato interpretace poněkud nepřesná. Druhý největší přenos se nachází u 2 mm Pt elektrody. Vzhledem k celkovému obsahu pod křivkou, k použitým elektrodám pro tuto práci a zohlednění impedančních vlastností ji proto můžeme považovat za nejvýhodnější.



Obr. 32 – Normalizovaná amplitudově - frekvenční spektra

ZÁVĚR

Cílem bakalářské práce bylo seznámení se s problematikou týkající se frekvenčního obsahu elektrokardiografických záznamů v závislosti na různých velikostech měřících elektrod. Práce se dělí na teoretickou a praktickou část.

Teoretická část popisuje lidské srdce - jeho anatomickou stavbu a fyziologii. Dále se věnuje elektrokardiografu, popisu křivky elektrokardiografu a nejčastěji využívaným typům svodů a elektrod používaných pro měření elektrokardiografických záznamů. Také se v teoretické části řeší snímání a předzpracování signálu a poté převod signálu do frekvenční oblasti pomocí Fourierovy transformace a jeho následné zobrazení.

Praktická část se zabývá výrobou elektrodového systému a způsobu měření jak elektrografických záznamů, tak i měření impedance elektrod v rozsahu frekvencí od 50 mHz do 5 kHz. V průběhu bakalářské práce bylo naměřeno několik elektrografických záznamů. Elektrografické signály byly zpracovány v programovém prostředí MATLAB. Díky předzpracování byl vytvořen vždy jeden EG průběh pro každý typ elektrody. Signály byly dále transformovány do frekvenční oblasti pomocí rychlé Fourierovy transformace.

I přes to, že bylo snímání prováděno za stejných podmínek a ze stejného měřícího místa, jsou patrné jisté rozdíly ve frekvenčních spektrech způsobené zapojením různých elektrod. V grafu normalizovaných frekvenčních spekter elektrod bylo nejvýraznější spektrum 6 mm AgCl elektrody. Obsahuje nejvíce frekvenčních složek s relativně velkou amplitudou. Tato elektroda může být ovšem zatížena chybou, jelikož byla zmenšena z elektrody 10 mm. Druhé největší normalizované spektrum se nachází u 2 mm Pt elektrody. V případě zbývajících elektrod dochází k poklesu v závislosti na velikosti, tedy postupují od 10 mm, 8 mm do 2 mm AgCl. Platinová elektroda o velikosti 2 mm má v nenormalizovaném spektru největší plochu pod křivkou a proto ji můžeme i vzhledem k závislosti impedance elektrod považovat za nejvhodnější.

LITERATURA

- [1] HOLIBKOVÁ, Alžběta; LAICHMAN, Stanislav. *Přehled anatomie člověka*. Vydavatelství Univerzity Palackého, 2010.
- [2] JELÍNEK, Jan; ZICHÁČEK, Vladimír; DVORSKÝ, Pavel. *Biologie pro gymnázia: (teoretická a praktická část)*. Nakladatelství Olomouc, 2000.
- [3] JINDŘICH, Martin; ZDENĚK, Vacek. *Histologický atlas*. Grada Publishing as, 2008.
- [4] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Grada Publishing as, 2003.
- [5] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie-Učebnice pro studenty zdravotnických oborů–2., doplněné vydání*. Grada Publishing as, 2012.
- [6] NOVÁKOVÁ, MUDr Zuzana. *Fyziologie převodního systému srdečního, mechanismy vzniku arytmií*, 2007
- [7] HEŘMAN, Petr. *Biosignály z pohledu biofyziky*. 1. vydání. Praha : Dúlos, 2006
- [8] BADA, Viliam. *Základy klinickej elektrokardiografie*. Univerzita Komenského, 2002
- [9] MITRO, Peter. *Základy elektrokardiografie*. Univerzita Pavla Jozefa Šafárika v Košicích, 2003
- [10] MALMIVUO, Jaakko; PLONSEY, Robert; CAMERON, John. *Bioelectromagnetism--Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. Medical Physics-New York-Institute of Physics, 1996
- [11] Elektrokardiografie. WikiSkripta. [online]. 30.11.2014 [cit. 2015-11-15]. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Elektrokardiografie>
- [12] GASPARIČ, Jiří. *Vybrané kapitoly z fyzikální chemie pro posluchače*. Díl 1. Univerzita Karlova. Farmaceutická fakulta v Hradci králové, 1997
- [13] HAMAN, Petr; EKG kvalitně [online]. 3.4.2016 [cit 2008-11-30]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz>
- [14] SÖRNMO, Leif; LAGUNA, Pablo. *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications*. Academic Press, 2005.
- [15] KOLÁŘ, Radim; *Lékařská diagnostická technika*. Vysoké učení technické v Brně, 2007

- [16] JAN, Jiří. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. upr. a rozš. vyd. Brno: VUTIAM, 2002
- [17] TŮMA, Jiří. *Zpracování signálů z mechanických systémů užitím FFT*. Praha, 1997
- [18] ŠURDA, Jozef, et al. Spectral properties of ECG signal. In: *Radioelektronika, 2007. 17th International Conference*. IEEE, 2007. p. 1-5.
- [19] KOZUMPLÍK, Jiří. *Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG*. VUTIAM, 2005
- [20] BAKER, L. E.; GEDDES, L. A. *Principles of Applied Biomedical Instrumentation*. 1989.
- [21] *Cold Spring Harbor Protocols* [online]. [cit. 2016-05-18]. Dostupné z: http://cshprotocols.cshlp.org/content/2006/1/pdb.rec581.full?text_only=true
- [22] SEDLÁK, Bedřich; ŠTOLL, Ivan. *Elektřina a magnetismus*. 2., opravené a rozšíření vyd. Praha: Academia, 2002.
- [23] ŠIMURDA, Jiří a Milan RYCHTÁŘIK. *Měření frekvenční charakteristiky impedance elektrod pro záznam biosignálů* [online]. Vysoké učení technické v Brně [cit. 2016-05-18].